



TUGAS AKHIR - TE 145561

**PENGENDALIAN KURSI RODA ELEKTRIK MENGGUNAKAN
SINYAL *ELECTROMYOGRAPHY* DENGAN METODE
TRANSFORMASI *FOURIER* KHUSUS**

Farida Herning Tyastuti
NRP. 2214030078

Dosen Pembimbing
Ir. Rusdhianto Effendy A.K.,M.T.
Yunafi'atul Aniroh, S.T. M.Sc.

PROGRAM STUDI KOMPUTER KONTROL
Departemen Teknik Elektro Otomasi
Fakultas Vokasi
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017



FINAL PROJECT - TE 145561

***ELECTRIC WHEELCHAIR CONTROL USING
ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL BASED ON SPECIAL
FOURIER TRANSFORMATION***

Farida Herning Tyastuti
NRP. 2214030078

Advisor
Ir. Rusdhianto Effendy A.K.,M.T.
Yunafi'atul Aniroh, S.T. M.Sc.

COMPUTER CONTROL STUDY PROGRAM
Electrical and Automation Engineering Department
Vocational Faculty
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul "**Pengendalian Kursi Roda Elektrik Menggunakan Sinyal *Electromyography* dengan Metode Transformasi *Fourier* Khusus**" adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka.

Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, 20 Juli 2017



Farida Herning Tyastuti
NRP. 2214030078

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

**PENGENDALIAN KURSI RODA ELEKTRIK
MENGUNAKAN SINYAL *ELECTROMYOGRAPHY*
DENGAN METODE TRANSFORMASI *FOURIER* KHUSUS**

TUGAS AKHIR


Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Ahli Madya
Pada


Program Studi Komputer Kontrol
Departemen Teknik Elektro Otomasi
Fakultas Vokasi
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II


Ir. Rusdhianto Effendy A.K., MT.
NIP. 195704241985021001


Yuna Ratul Aniroh, S.T.M.Sc.
NIP. 2200201405001

**SURABAYA
JULI, 2017**

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

PENGENDALIAN KURSI RODA ELEKTRIK MENGUNAKAN SINYAL *ELECTROMYOGRAPHY* DENGAN METODE TRANSFORMASI *FOURIER* KHUSUS

Nama : Farida Herning Tyastuti
Pembimbing : Ir. Rusdhianto Effendy A.K., M.T.
Yunafi'atul Aniroh, S.T. M.Sc.

ABSTRAK

Di Kota Surabaya, 90% penderita disabilitas menggunakan kursi roda konvensional. Hal ini membutuhkan tenaga yang besar untuk mengayuh menggunakan jari tangan. Pada penelitian sebelumnya telah dibuat kursi roda elektrik yang dikontrol dengan *joystick*. Namun, bagi penyandang cacat pada jari tangan kesulitan untuk mengoperasikannya. Pada Tugas Akhir ini dibuat Pengendalian Kursi Roda Elektrik Menggunakan Sinyal *Electromyography* dengan Metode Transformasi *Fourier* Khusus. Sinyal EMG yang keluar dari otot sangat kecil dan banyak *noise* sehingga diperlukan pengkondisi sinyal. Untuk dapat mengendalikan kursi roda berdasarkan gerak otot, digunakan metode transformasi *fourier* khusus. Metode ini merupakan modifikasi transformasi *fourier* umum yang digunakan untuk mendapatkan komponen *fourier* dari suatu sinyal dengan frekuensi tertentu yang telah diketahui. Nilai komponen *fourier* dituliskan pada mikrokontroler arduino. Setiap saat dilakukan pengambilan data ADC yang selanjutnya diolah menggunakan transformasi *fourier* khusus. Nilai *error* dari komponen *fourier* yang ditulis pada mikrokontroler dengan hasil perhitungan setiap saat dijadikan data kontrol untuk menggerakkan kursi roda elektrik. Setelah melakukan pengujian, $30\% < \text{error satu(b)} < 32\%$ belok kanan, $\text{error dua(c)} < 25\%$ maju, $33\% < \text{error tiga(abc)} < 35\%$ berhenti, $\text{error empat(ac)} < 20\%$ belok kiri, dan $\text{error lima(bc)} < 12\%$ mundur. Berdasarkan hasil pengujian keseluruhan, kursi roda mampu bergerak maju dengan gerak tangan kanan dorso fleksi dan mundur dengan ditambahkan gerak tangan kiri palmar fleksi. Gerak tangan kiri dorso fleksi mampu meggerakkan kursi roda berbelok ke kanan. Untuk berbelok ke kiri, tangan kanan bergerak fleksi dan dorso fleksi. Kursi roda mampu berhenti dengan gerakan fleksi dan dorso fleksi pada kedua lengan.

Kata Kunci : Disabilitas, Transformasi *Fourier* Khusus, EMG

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

***ELECTRIC WHEELCHAIR CONTROL USING
ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL BASED ON SPECIAL
FOURIER TRANSFORM***

Nama : Farida Herning Tyastuti
Pembimbing : Ir. Rusdhianto Effendy A.K., M.T.
Yunafi'atul Aniroh, S.T. M.Sc.

ABSTRACT

In Surabaya, 90% of people with disabilities use conventional wheelchairs. This requires a lot of power to paddle with fingers. In previous research has been made electric wheelchair controlled by joystick. However, for disabilities people difficult to operate it. In this final project is made Electric Wheelchair Control Using Electromyography Signal Based On Special Fourier Transform. EMG signal coming out from the muscle is very small and a lot of noise so that required conditioning signal. To obtain electric wheelchair movement based on muscle motion, special fourier transform method is used. This method is a modification of the common fourier transforms used to obtain the fourier component of a signal with known frequency. Fourier component value is written on arduino microcontroller. At any time the ADC data retrieval is subsequently processed using special fourier transform. The error value of the fourier component written on the microcontroller with the result of the calculation at any time is used as control data to drive the electric wheelchair. After the test, 30% < error one (b) < 32% to turn right, error two (c) < 25% to move forward, 33% < error three (abc) < 35% to stop, error four (ac) < 20% to turn left, and error five (bc) < 12% to backward. Based on the results of the whole test, the wheelchair is able to move forward with right-handed motion dorso flexion and backwards with added palmar flexion of left hand motion. Left hand motion dorso flexion capable of moving wheelchair turn right. To turn left, right hand moves flexion and dorso flexion. The wheelchair is capable of stopping with flexion movement and dorso flexion on both arms.

Keywords: *Disability, Special Fourier Transform, EMG*

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT yang selalu memberikan rahmat dan hidayah-Nya sehingga Tugas Akhir ini dapat terselesaikan dengan baik. Shalawat serta salam semoga selalu dilimpahkan kepada Rasulullah Muhammad SAW, keluarga, sahabat, dan umat muslim yang senantiasa meneladani beliau.

Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi sebagian persyaratan guna menyelesaikan pendidikan Diploma 3 pada Bidang Studi Komputer Kontrol, Departemen Teknik Elektro Otomasi, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya dengan judul:

PENGENDALIAN KURSI RODA ELEKTRIK MENGUNAKAN SINYAL *ELECTROMYOGRAPHY* DENGAN METODE TRANSFORMASI *FOURIER* KHUSUS

Dalam Tugas Akhir ini dirancang sistem kursi roda elektrik yang dapat dikendalikan ke arah maju, mundur, belok kanan dan belok kiri hanya dengan menggunakan gerakan lengan tangan.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Ibu dan Bapak penulis yang memberikan berbagai bentuk doa serta dukungan tulus tiada henti, Bapak Ir. Rusdhianto Effendy A.K., M.T. dan Ibu Yunafi'atul Aniroh, S.T. M.Sc. atas segala bimbingan ilmu, moral, dan spiritual dari awal hingga terselesaikannya Tugas Akhir ini, Penulis juga mengucapkan banyak terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu baik secara langsung maupun tidak langsung dalam proses penyelesaian Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari dan memohon maaf atas segala kekurangan pada Tugas Akhir ini. Akhir kata, semoga Tugas Akhir ini dapat bermanfaat dalam pengembangan keilmuan di kemudian hari.

Surabaya, 20 Juli 2017


Penulis

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DAFTAR ISI

	HALAMAN
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR	v
HALAMAN PENGESAHAN	vii
ABSTRAK	ix
<i>ABSTRACT</i>	xi
KATA PENGANTAR	xiii
DAFTAR ISI	xv
DAFTAR GAMBAR	xix
DAFTAR TABEL	xxiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Permasalahan	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan	3
1.5 Metodologi Penelitian	3
1.6 Sistematika Laporan	5
1.7 Relevansi	6
BAB II TEORI DASAR	7
2.1 Tinjauan Pustaka	7
2.2 Otot	7
2.3 <i>Electromyograph</i>	10
2.4 Sifat Sinyal <i>Electromyograph</i> (EMG)	11
2.5 Transformasi <i>Fourier</i> Khusus	12
2.6 Arduino [15]	14
2.7 Instrumentasi <i>Electromyograph</i> [27]	15
2.7.1 <i>Instrumentation Amplifier</i>	15
2.7.2 <i>Low Pass Filter</i>	15
2.7.3 <i>High Pass Filter</i>	16
2.7.4 <i>Notch Filter</i>	17
2.7.5 <i>Rectifier</i>	18
2.7.6 <i>Op-amp Integrator</i>	18
2.7.7 Penguat <i>Inverting</i>	18

2.8 Modul Komunikasi nRF24L01 [23].....	19
2.9 Kabel <i>Coaxial</i> dan Kabel Stimulator.....	20
2.10 Motor DC	21
2.11 Mekanik Kursi Roda [27].....	22
2.11.1 Torsi Kursi Roda.....	22
2.11.2 <i>Gear</i> Kursi Roda.....	23
BAB III PERANCANGAN SISTEM KONTROL	25
3.1 Blok Fungsional Sistem	25
3.2 Perancangan Rangkaian Pengkondisi Sinyal Otot.....	27
3.2.1 Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i>	27
3.2.2 Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	28
3.2.3 Rangkaian <i>Notch Filter</i>	30
3.2.4 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	33
3.2.5 Rangkaian <i>Rectifier</i>	34
3.2.6 Rangkaian <i>Integrator</i>	35
3.2.7 Rangkaian Penguat <i>Inverting</i>	36
3.3 <i>Wiring</i> nRF24L01 dengan Arduino.....	37
3.4 <i>Wiring</i> Rangkaian Pengkondisi Sinyal, Sensor EMG dan Arduino	37
3.5 Perancangan <i>Time Sampling</i> arduino	38
3.6 Pengolahan Sinyal EMG Menggunakan Transformasi <i>Fourier</i> Khusus.....	39
3.6.1 Pengambilan Data Sinyal EMG Menggunakan Osiloskop	39
3.6.2 Pengolahan Spektrum Sinyal EMG Menggunakan MATLAB.....	40
3.6.3 Penentuan Alat Pengkondisi Sinyal yang Digunakan	42
3.6.4 Parameter pada Perhitungan Transformasi <i>Fourier</i> Khusus	42
3.6.5 Pengambilan Data Menggunakan Arduino	43
3.6.6 Penentuan Nilai Pembanding	44
3.7 Perancangan Program.....	45
BAB IV HASIL SIMULASI DAN IMPLEMENTASI	47
4.1 Cara Kerja Alat	47
4.2 Pengujian Rangkaian Pengkondisi Sinyal Otot.....	48
4.2.1 Pengujian Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i>	49
4.2.2 Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i> 20 Hz.....	51
4.2.3 Pengujian Rangkaian <i>Notch Filter</i> 50 Hz	52
4.2.4 Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> 500 Hz.....	52

4.2.5	Pengujian Rangkaian <i>Rectifier</i>	53
4.2.6	Pengujian Rangkaian <i>Integrator</i>	54
4.2.7	Pengujian Rangkaian Penguat <i>Inverting</i>	55
4.3	<i>Time Sampling</i> Arduino.....	57
4.4	Hasil Pengambilan Data Sinyal EMG Menggunakan Osiloskop	60
4.5	Hasil Analisa Spektrum.....	61
4.5.1	Hasil Analisa Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Koaksial	61
4.5.2	Hasil Analisa Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Stimulator	69
4.5.3	Hasil Analisa Spektrum Otot Perempuan Menggunakan Kabel Stimulator	74
4.6	Frekuensi <i>Input</i> Parameter.....	79
4.7	Nilai Parameter pada Perhitungan Transformasi <i>Fourier</i> Khusus	79
4.8	Hasil Pengambilan Data Menggunakan Arduino	81
4.9	Nilai Pembanding	83
4.10	Nilai Gerak Kursi Roda.....	89
4.11	Pengujian Keseluruhan	91
	BAB V PENUTUP.....	95
5.1	Kesimpulan	95
5.2	Saran	96
	DAFTAR PUSTAKA	97
	LAMPIRAN.....	99
A.1.	Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i> 20 Hz	99
A.2.	Pengujian Rangkaian <i>Notch Filter</i> 20 Hz	101
A.3.	Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> 20 Hz	102
A.4.	Data Gerakan Otot Pada Osiloskop	105
A.5.	Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Koaksial	107
A.6.	Program Menampilkan Spektrum Sinyal EMG pada MATLAB	115
A.7.	Program Parameter pada MATLAB	116
A.8.	Program Mengambil Data ADC Menggunakan Arduino	117
A.9.	Program Pengambilan Data ADC dengan <i>Magnitude</i>	118
A.10.	Program Komponen <i>Fourier</i> pada MATLAB	119
A.11.	<i>Listing</i> Program Keseluruhan	121
A.12.	Data ADC Gerakan Otot	129
A.13.	Dokumentasi	131
A.14.	Datasheet.....	132
	RIWAYAT HIDUP PENULIS	135

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DAFTAR GAMBAR

	HALAMAN
Gambar 2.1 Otot Lengan Manusia	8
Gambar 2.2 Gerakan Ekstensi-Fleksi Otot Bisep.....	8
Gambar 2.3 Gerakan Pronasi-Supinasi	9
Gambar 2.4 Gerakan Adduksi.....	9
Gambar 2.5 Gerakan Palmar Fleksi-Dorso Fleksi.....	10
Gambar 2.6 <i>Electromyograph</i> (EMG)	11
Gambar 2.7 Sinyal <i>Electromyograph</i> (EMG)	11
Gambar 2.8 Transformasi <i>Fourier</i> Khusus	12
Gambar 2.9 <i>Board Arduino Due</i>	15
Gambar 2.10 Konfigurasi AD620.....	16
Gambar 2.11 Respon Frekuensi <i>Low Pass Filter</i>	17
Gambar 2.12 Respon Frekuensi <i>High Pass Filter</i>	17
Gambar 2.13 Respon Frekuensi <i>Notch Filter</i>	17
Gambar 2.14 Sinyal Rangkaian <i>Rectifier</i> (a) Sinyal Masukan (<i>Input</i>) (b) Sinyal Keluaran (<i>Output</i>)	18
Gambar 2.15 Respon Frekuensi Rangkaian <i>Integrator</i>	19
Gambar 2.16 Hasil <i>Output</i> Rangkaian Penguat <i>Inverting</i>	19
Gambar 2.17 Bentuk Fisik nRF24L01	20
Gambar 2.18 Kabel <i>Coaxial</i>	20
Gambar 2.19 Kabel <i>Coaxial</i> RG 174	21
Gambar 2.20 Kabel Stimulator	21
Gambar 2.21 Motor DC MY1025	22
Gambar 3.1 Diagram Blok Fungsional Sistem.....	25
Gambar 3.2 Rangkaian Pengkondisi Sinyal.....	27
Gambar 3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi AD620.....	28
Gambar 3.4 Rangkaian HPF 20 Hz.....	32
Gambar 3.5 Rangkaian <i>Notch Filter</i> 50 Hz.....	32
Gambar 3.6 Rangkaian LPF 500 Hz	34
Gambar 3.7 Rangkaian <i>Rectifier</i>	34
Gambar 3.8 Rangkaian <i>Integrator</i>	35
Gambar 3.9 Rangkaian Penguat <i>Inverting</i> 20 Kali.....	36
Gambar 3.10 Letak Pin nRF24L01	37
Gambar 3.11 <i>Wiring</i> nRF24L01 Sebagai <i>Sender</i> dengan Arduino Due.....	38

Gambar 3.12 <i>Wiring</i> Sensor EMG dan Arduino Due	38
Gambar 3.13 Penempelan Elektroda.....	40
Gambar 3.14 Pengolahan Sinyal Input	41
Gambar 3.15 Pengolahan Output Spektrum Sinyal EMG	41
Gambar 3.16 <i>Flowchart</i> Program Kontrol Kursi Roda.....	46
Gambar 4.1 Hasil Perancangan Kursi Roda Elektrik dengan Sensor EMG	47
Gambar 4.2 Skematik Rangkaian Pengkondisi Sinyal.....	48
Gambar 4.3 Hasil <i>Routing</i> Rangkaian Pengkondisi Sinyal.....	49
Gambar 4.4 <i>Input</i> Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i> AD620	50
Gambar 4.5 <i>Output</i> Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i> AD620	50
Gambar 4.6 Pengujian <i>High Pass Filter</i> 20 Hz	51
Gambar 4.7 Pengujian <i>Notch Filter</i> 50 Hz	52
Gambar 4.8 Pengujian <i>Low Pass Filter</i> 500 Hz.....	53
Gambar 4.9 <i>Input</i> Rangkaian <i>Rectifier</i>	53
Gambar 4.10 <i>Output</i> Rangkaian <i>Rectifier</i>	54
Gambar 4.11 <i>Input</i> Rangkaian <i>Integrator</i>	55
Gambar 4.12 <i>Output</i> Rangkaian <i>Integrator</i>	55
Gambar 4.13 <i>Input</i> Rangkaian Penguat <i>Inverting</i>	56
Gambar 4.14 <i>Output</i> Rangkaian Penguat <i>Inverting</i>	56
Gambar 4.15 Tampilan <i>Function Generator</i> Digital	59
Gambar 4.16 Grafik <i>Output Function Generator</i> pada Osiloskop.....	59
Gambar 4.17 Frekuensi <i>Sampling</i> ADC	59
Gambar 4.18 Hasil Pengambilan Data Menggunakan Osiloskop	61
Gambar 4.19 Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 1	62
Gambar 4.20 Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 2.....	63
Gambar 4.21 Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 3.....	63
Gambar 4.22 Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 4.....	64
Gambar 4.23 Analisa Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi-Pronasi Kuat	65
Gambar 4.24 Analisa Spektrum Otot <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Supinasi-Pronasi Lemah	65
Gambar 4.25 Analisa Spektrum Otot <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Kuat.....	66
Gambar 4.26 Analisa Spektrum Otot <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Lemah	66

Gambar 4.27	Analisa Spektrum Otot <i>Ulna</i> Palmar Fleksi-Dorso Fleksi Kuat.....	67
Gambar 4.28	Analisa Spektrum Otot <i>Ulna</i> Palmar Fleksi-Dorso Fleksi Lemah.....	67
Gambar 4.29	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Memutar Kuat Menggunakan Kabel Stimulator	70
Gambar 4.30	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> memutar Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	70
Gambar 4.31	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Ulna</i> Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator	71
Gambar 4.32	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Ulna</i> Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	71
Gambar 4.33	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Kuat Menggunakan Kabel Stimulato	72
Gambar 4.34	Spektrum Otot Laki-laki pada <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	73
Gambar 4.35	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Memutar Kuat Menggunakan Kabel Stimulator	75
Gambar 4.36	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Flexor Carpi Ulnaris</i> Memutar Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	76
Gambar 4.37	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Ulna</i> Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator	76
Gambar 4.38	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Ulna</i> Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	77
Gambar 4.39	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator.....	78
Gambar 4.40	Spektrum Otot Perempuan pada <i>Bicep</i> Fleksi-Ekstensi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator	78
Gambar 4.41	Gerakan Maju.....	84
Gambar 4.42	Gerakan Mundur	85
Gambar 4.43	Gerakan Belok Kiri	87
Gambar 4.44	Gerakan Belok Kanan	88
Gambar 4.45	Gerakan Berhenti.....	88

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Perhitungan Torsi Motor Kursi Roda.....	23
Tabel 4.1 Data <i>Output Function</i> Generator pada Osiloskop.....	57
Tabel 4.2 Hasil Rekapitulasi Spektrum.....	68
Tabel 4.3 Hasil Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Stimulator	73
Tabel 4.4 Hasil Spektrum Otot Perempuan pada $Gain = 1$	78
Tabel 4.5 Hasil Spektrum Otot Perempuan pada $Gain = 0,3$	79
Tabel 4.6 Matriks Konstan Kolom 1-5.....	80
Tabel 4.7 Matriks Konstan Kolom 6-10.....	80
Tabel 4.8 Matriks Konstan Kolom 11-15.....	81
Tabel 4.9 ADC Maju.....	81
Tabel 4.10 ADC Mundur	81
Tabel 4.11 ADC Kiri.....	82
Tabel 4.12 ADC Kanan.....	82
Tabel 4.13 ADC Berhenti	83
Tabel 4.14 Data Komponen <i>Fourier</i> Maju.....	85
Tabel 4.15 Data Komponen <i>Fourier</i> Mundur	86
Tabel 4.16 Data Komponen <i>Fourier</i> Kiri.....	86
Tabel 4.17 Data Komponen <i>Fourier</i> Kanan.....	87
Tabel 4.18 Data Komponen <i>Fourier</i> Berhenti	89
Tabel 4.19 Nilai <i>Error</i> Setiap Gerakan dalam Persen (%).....	90
Tabel 4.20 Pengujian Gerak Kursi Roda.....	91

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Berdasarkan data dari Badan Pusat Statistik (BPS) Republik Indonesia, pada tahun 2010 tercatat jumlah penyandang disabilitas atau difabel mencapai 4,74 persen dari 237 juta jiwa. Diantara penyandang disabilitas tersebut, 3088 jiwa diantaranya adalah kesulitan berjalan. Di Kota Surabaya hampir 90% penyandang disabilitas memakai kursi roda konvensional. Penggunaan kursi roda konvensional masih menggunakan daya dorong dari pengguna tersebut. Hal ini kurang efektif bagi penyandang disabilitas dalam menggerakkan kursi roda karena membutuhkan tenaga yang cukup besar untuk mengayuh. Sehingga pada Tugas Akhir ini dibuat kursi roda dengan penggerak elektrik.

Dalam penelitian Iksal dan Darmo pada tahun 2012 telah dibuat kursi roda elektrik menggunakan kontrol gerakan *joystick*. Namun hal ini memiliki keterbatasan bagi sebagian orang yang menderita cacat pada jari tangan untuk mengoperasikannya, sehingga penyandang disabilitas tidak dapat mengoperasikan kursi roda secara mandiri. Pada tahun 2015 Rozi Roslinda telah membuat kontrol kursi roda menggunakan sensor *Electroencephalogram* (EEG) dengan metode *Brain Computer Interface* (BCI). Sayangnya BCI invasif mahal dan memerlukan operasi kompleks untuk implan. Oleh karena itu pada Tugas Akhir ini dibuat kontrol kursi roda elektrik menggunakan sensor EMG yang diletakkan pada permukaan kulit sehingga tidak memerlukan operasi untuk mengaplikasikannya. Penggunaan EMG sebagai sensor untuk mengontrol kursi roda terdapat pada penelitian Choi dkk di tahun 2006. Pada penelitian tersebut kursi roda elektrik hanya dapat bergerak dua arah, yaitu ke depan dan ke belakang sehingga kurang efektif untuk digunakan.

Perkembangan kontrol kursi roda elektrik dengan sensor EMG terus berlangsung. Pada tahun 2016, Yunafi'atul Aniroh dkk telah membuat kontrol kursi roda elektrik dengan sensor EMG yang dapat bergerak ke empat arah, yaitu ke depan, belakang, kanan, dan kiri. Dibutuhkan tenaga yang kuat untuk mendapatkan nilai *magnitude* untuk kontrol gerak kursi roda. Hal ini merupakan kelemahan bagi orang-orang sakit dengan kekuatan fisik yang lemah. Selain itu nilai *magnitude*

tidak dapat dijadikan acuan karena setiap saat memiliki nilai yang berbeda dan setiap orang memiliki nilai *magnitude* yang berbeda.

Pada Tugas Akhir ini dibuat kursi roda elektrik dengan kendali sensor *electromyograph* (EMG) menggunakan metode transformasi *fourier* khusus. Perhitungan transformasi *fourier* khusus berdasarkan pada spektrum otot manusia sebagai nilai parameter. Spektrum otot manusia memiliki *range* frekuensi yang sama. Sehingga dengan metode ini kursi roda elektrik dapat digunakan oleh semua orang. Otot lengan yang digunakan adalah otot *ulna*, otot *flexor carpi ulnaris*, dan otot *bicep*. Penggunaan metode transformasi *fourier* khusus ditujukan agar tegangan yang keluar dari sensor EMG dapat diolah untuk mendapatkan spektrum sinyal setiap *channel*. Melalui perhitungan transformasi *fourier* khusus dapat diklasifikasikan nilai *error* setiap gerakan sehingga dapat dijadikan nilai kontrol gerak kursi roda elektrik. Dengan demikian, proses pengendalian kursi roda elektrik menjadi lebih teliti dan akurat.

1.2 Permasalahan

EMG merupakan sensor otot yang dapat menangkap sinyal otot berdasarkan beda potensial yang terbentuk akibat gerakan otot. Gerakan otot menentukan nilai *magnitude* sinyal. Sinyal kontrol dapat dibentuk berdasarkan nilai *magnitude* tersebut. Sinyal yang dijadikan kontrol ke suatu arah harus memiliki *magnitude* yang jauh lebih tinggi daripada sinyal yang tertangkap oleh sensor EMG pada *channel* yang lain. Namun pada gerakan otot yang lemah, menghasilkan *magnitude* yang relatif sama di semua *channel*. Oleh karena itu pada Tugas Akhir ini menggunakan metode transformasi *fourier* khusus untuk mengolah sinyal yang kemudian diklasifikasikan menjadi sinyal kontrol.

1.3 Batasan Masalah

Dalam pembuatan alat pada Tugas Akhir ini batasan masalah ada pada:

1. Sensor yang digunakan adalah EMG tipe *surface electrode*.
2. Menggunakan 4 kategori gerak (flekksi-ekstensi, pronasi-supinasi, palmar fleksi-dorso fleksi, dan adduksi).
3. Elektroda diletakkan pada bagian otot *ulna*, otot *flexor carpi ulnaris*, dan otot *bicep*.
4. Sampling sinyal *electromyography* menggunakan 3 *channel* elektroda.

5. Pengolahan sinyal otot menggunakan metode transformasi *fourier* khusus.
6. Kursi roda elektrik hanya digunakan oleh penderita disabilitas dan penderita cacat pada jari tangan.
7. Motor yang digunakan yaitu Motor DC tipe MY1025.
8. Penguat instrumentasi yang digunakan yaitu AD620.
9. Operational amplifier yang digunakan yaitu LF347.
10. Driver motor yang digunakan yaitu driver motor IBT-2 H-Bridge.
11. Baterai yang digunakan yaitu aki dengan kapasitas 12V-17,5Ah.
12. Untuk mendapatkan spektrum sinyal, dilakukan analisa menggunakan MATLAB dengan pengambilan data menggunakan osiloskop digital.

1.4 Tujuan

Tujuan dari Tugas Akhir ini adalah menghasilkan kursi roda elektrik yang dapat digerakkan menggunakan sinyal dari gerakan otot. Metode transformasi *fourier* khusus mengolah sinyal yang akan diklasifikasikan menjadi sinyal kontrol. Sinyal kontrol tersebut digunakan untuk menggerakkan kursi roda ke arah yang berbeda.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam pelaksanaan Tugas Akhir yang berupa pengendalian kursi roda elektrik menggunakan sinyal *electromyography* dengan metode transformasi *fourier* khusus, ada beberapa kegiatan yang dapat diuraikan sebagai berikut:

a. Tahap persiapan

Pada tahap ini akan dilakukan studi literatur mengenai :

1. Mempelajari macam-macam gerak otot lengan

Otot sebagai alat kerja aktif yang menyebabkan tulang kita bergerak. Gerakan otot yang digunakan pada Tugas Akhir ini adalah fleksi-ekstensi, pronasi-supinasi, palmar fleksi-dorso fleksi, dan adduksi.

2. Mempelajari konsep dasar sinyal EMG

Secara unipolar perekaman EMG dilakukan dengan satu elektroda dipasang pada otot yang akan diukur dan dibandingkan dengan elektroda lain yang diletakkan di otot yang minim gerakan sebagai referensi. Sedangkan yang bipolar

dua elektroda yang aktif diletakkan secara berdekatan di otot yang akan di ukur dan dibandingkan dengan kondisi di ground.

3. Mempelajari karakteristik sensor elektroda yang akan digunakan sebagai penangkap sinyal

Sensor *surface electrode* merupakan sensor yang dapat digunakan untuk membantu mendeteksi sinyal biopotensial yang dikeluarkan tubuh manusia melalui kulit.

4. Mempelajari rangkaian pengkondisi sinyal yang tepat agar sinyal otot yang terekam mampu dibaca oleh sistem

Diperlukan beberapa macam rangkaian *filter* seperti *notch filter* dengan frekuensi *cut off* 50 Hz, dan *Low Pass Filter* dengan frekuensi *cut off* 500 Hz, dan *High Pass Filter* 20 Hz.

5. Mempelajari Metode Transformasi Fourier Khusus

Transformasi *fourier* khusus merupakan pengembangan dari transformasi *fourier* kontinu dan transformasi *fourier* diskrit.

b. Tahap identifikasi dan pemodelan sistem

Pada tahap ini akan dilakukan identifikasi dari sistem alat sesuai data yang telah didapatkan dari studi literatur serta dilakukan pemodelan dari alat yang akan dikerjakan.

c. Tahap perancangan

Pada tahap ini akan dilakukan perancangan dari sistem sesuai data yang telah didapatkan dari studi literatur. Dimulai dari perancangan *hardware*, pengambilan data sinyal otot lalu mengolah spektrum sinyal ototnya. Kemudian dilakukan perhitungan sesuai metode transformasi *fourier* khusus. Setelah semua selesai dilakukan perancangan *software* pemrograman menggunakan arduino.

d. Tahap pembuatan alat

Pada tahap ini akan dilakukan pembuatan alat sesuai perancangan yang dibuat, berdasarkan data yang telah dikumpulkan melalui studi literatur.

e. Tahap pengujian dan Analisa

Pada tahap ini akan dilakukan pengujian alat, menganalisa kesalahan atau kegagalan pada alat dan mengatasi permasalahan tersebut. Pada tahap ini juga dilakukan analisa faktor penyebab alat tidak bekerja sesuai dengan keinginan atau terjadi *error*. Tahapan ini dilakukan berdasarkan urutan di bawah ini:

- Pengujian rangkaian pengkondisi sinyal

- Analisa spektrum sinyal EMG menggunakan MATLAB
- Pengujian nilai *error* komponen *fourier* berdasarkan data ADC dari arduino
- Pengujian program kontrol kursi roda elektrik

f. Tahap penyusunan laporan

Setelah alat berhasil dibuat dan bekerja dengan baik tanpa adanya *error*, pengambilan data dan analisa data terpenuhi, maka tahap selanjutnya yaitu penyusunan laporan untuk buku Tugas Akhir. Diharapkan buku Tugas Akhir ini bermanfaat bagi semua orang dan dapat dijadikan pedoman dalam melanjutkan dan mengembangkan ide Tugas Akhir ini.

1.6 Sistematika Laporan

Untuk pembahasan lebih lanjut, laporan Tugas Akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

Bab I PENDAHULUAN

Membahas tentang latar belakang, perumusan masalah, batasan masalah, maksud dan tujuan, sistematika laporan, metodologi, serta relevansi Tugas Akhir yang dibuat.

Bab II TEORI DASAR

Menjelaskan teori yang berisi teori-teori dasar yang dijadikan landasan dan mendukung dalam perencanaan dan pembuatan alat yang dibuat.

Bab III PERANCANGAN ALAT

Membahas perencanaan dan pembuatan tentang perencanaan dan pembuatan *hardware* yang meliputi desain mekanik dan perancangan *software* yang meliputi program yang akan digunakan untuk menjalankan alat tersebut.

Bab IV PENGUKURAN DAN ANALISA

Membahas pengujian alat dan menganalisa data yang didapat dari pengujian tersebut serta membahas tentang pengukuran, pengujian, dan penganalisaan terhadap alat.

Bab V PENUTUP

Berisi penutup yang menjelaskan tentang kesimpulan yang didapat dari Tugas Akhir ini dan saran-saran untuk pengembangan alat ini lebih lanjut.

1.7 Relevansi

Dari pembuatan alat ini diharapkan akan tercipta beberapa manfaat yaitu:

1. Dengan dibuatnya alat ini dapat mempermudah penderita disabilitas dalam menjalankan kegiatannya secara mandiri.
2. Dengan adanya kursi roda elektrik yang dikendalikan menggunakan EMG dapat dijadikan sebagai acuan dalam mengembangkan teknologi dalam bidang ilmu biomedika.
3. Dengan adanya pengolahan sinyal EMG menggunakan metode transformasi *fourier* khusus dapat menambah pengetahuan tentang metode pengolahan sinyal otot untuk dijadikan data kontrol.

BAB II

TEORI DASAR

Beberapa teori penunjang yang dipaparkan dalam buku Tugas Akhir ini adalah teori dasar mengenai pengolahan sinyal EMG dan pengaturan arah gerak kursi roda. Hal yang dipaparkan antara lain sinyal *electromyograph* dan pengolahan sinyal EMG menggunakan metode transformasi *fourier* khusus, nRF24L01, dan *driver* motor.

2.1 Tinjauan Pustaka

Metode yang digunakan pada kontrol kursi roda elektrik semakin berkembang dari kursi roda konvensional hingga kursi roda dengan kontrol *joystick*. Pratiwi, Indah., et al telah melakukan penelitian tentang ekstraksi ciri sinyal *electromyograph* domain frekuensi untuk gerakan tangan fleksi dan ekstensi. Pada penelitian ini aktivitas otot diukur pada untuk gerakan *dynamic flexion*, *static flexion* dan *dynamic extension*, serta *static extension* [4].

Pada penelitian Choi, K. and M. Sato [2] telah dibuat kursi roda yang dapat dikontrol menggunakan sinyal elektromiografi (EMG) yang diletakkan di leher dan otot lengan pengguna. Kursi roda ini menggunakan tegangan sebesar 2,5 V sebagai kontrol arah ke depan/belakang, maju/mundur. Jika otot *extensor* lengan pengguna aktif, tegangan yang dihasilkan akan melebihi tegangan referensi dan kursi roda bergerak maju. Jika otot *fleksor* lengan aktif, kursi roda akan berbalik.

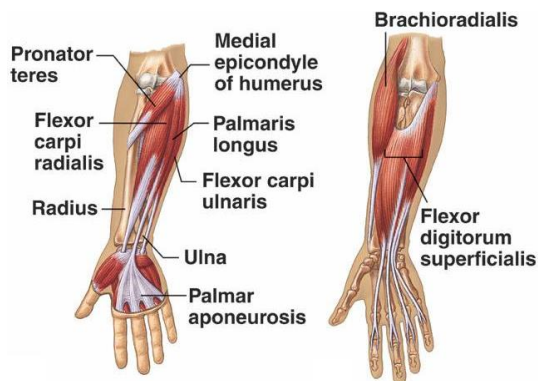
Pada penelitian Yunafi'atul Aniroh [27] di tahun 2016 telah membuat kursi roda elektrik dengan kendali sinyal EMG dan dapat digerakkan ke empat arah. Pengendalian kursi roda tersebut berdasarkan *magnitude* sehingga kurang akurat.

Pada Tugas Akhir ini akan dibuat kursi roda elektrik dengan kendali sensor *electromyograph* (EMG). Teori dasar yang digunakan seperti pada [2], dimana nantinya kontrol kursi roda akan dikendalikan secara maju/mundur, kanan/kiri, dan berhenti menggunakan 3 *channel* elektroda dalam menyampling sinyal *electromyograph* (EMG).

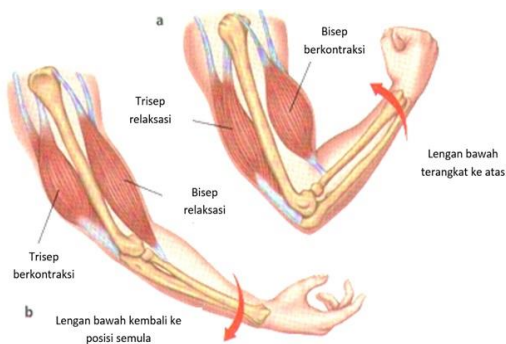
2.2 Otot

Otot merupakan suatu organ atau alat yang dapat bergerak yang merupakan sesuatu yang penting bagi organisme. Otot terbentuk dari

kumpulan satuan motor. Tiap unit motor terdiri atas percabangan serabut syaraf tunggal yang berpusat di batang otak atau otak kecil berjumlah sekitar 25 sampai 2000 serat otot (sel) yang terhubung dengan piringan akhir motor penyambung. Aktivitas otot dilakukan oleh sebuah potensial yang bergerak menuju sepanjang akson dan dikirim menyeberangi piringan akhir motor menuju serat otot sehingga menyebabkan kontraksi [5]. Otot berkontraksi dengan kuat saat distimulasi oleh suatu serabut saraf, tetapi menjadi mudah lelah dengan cepat [6].



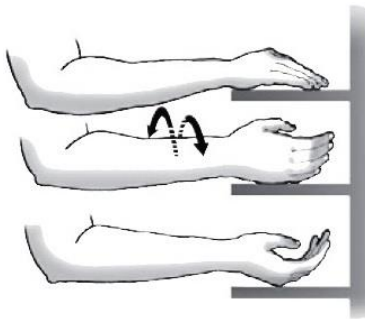
Gambar 2.1 Otot Lengan Manusia



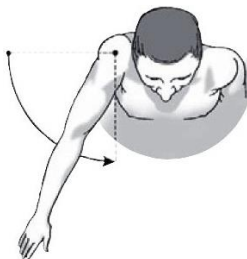
Gambar 2.2 Gerakan Ekstensi-Fleksi Otot Bicep

Otot yang berada pada lengan antara lain otot *flexor carpi ulnaris* dan otot *ulna* seperti ditunjukkan pada Gambar 2.1. Pada lengan atas terdapat otot bicep. Ketiga otot tersebut memiliki tegangan yang berbeda apabila melakukan gerakan tertentu yang menimbulkan adanya

kontraksi. Otot memiliki beberapa macam gerak pada lengan, diantaranya ekstensi dan fleksi. Ekstensi adalah gerak meluruskan, misalnya meluruskan siku, lutut, dan ruas jari. Fleksi adalah gerak membengkokkan, misalnya gerakan membengkokkan pada siku, lutut, jari seperti terlihat pada Gambar 2.2 [7]. Pergelangan tangan juga dapat melakukan gerakan tersebut. Namun, pada pergelangan tangan disebut dorso fleksi dan palmar fleksi yang ditunjukkan oleh Gambar 2.5. Lengan juga dapat melakukan gerakan memutar yang disebut pronasi dan supinasi. Terlihat pada Gambar 2.3 pronasi merupakan gerakan menelungkupkan telapak tangan, sedangkan supinasi telapak tangan menengadiah. Lengan juga dapat bergerak adduksi, yaitu gerakan mendekat garis tengah tubuh seperti terlihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.3 Gerakan Pronasi-Supinasi



Gambar 2.4 Gerakan Adduksi



Gambar 2.5 Gerakan Palmar Fleksi-Dorso Fleksi

2.3 *Electromyograph*

Electromyograph (EMG) adalah sebuah peralatan untuk mengukur dan mengevaluasi potensial listrik ekstraseluler yang dihasilkan oleh otot. Sinyal *electromyogram* (EMG) adalah hasil representatif dari potensial elektrik yang dihasilkan dari depolarisasi membran luar serat otot. Setiap saat otot berkontraksi, sensor EMG mengukur sebuah sinyal saraf. Sinyal *electromyogram* (EMG) dihasilkan oleh aktivitas elektrik oleh serat otot yang aktif selama mengalami kontraksi [9]. Gerakan otot berkaitan dengan satu potensial aksi yang merambat sepanjang akson dan diteruskan ke serat otot melalui motor *end plate* [10]. Tujuan analisis *electromyogram* (EMG) adalah mendapatkan informasi tentang status dan fungsi dari otot-otot melalui kuantifikasi dari aktifitas listrik [11].

Electromyogram (EMG) dapat diukur dengan dua cara yakni secara *invasive* dan *non-invasive*. Metode secara *invasive* yaitu dengan memasukkan elektroda jarum pada otot yang akan diukur sedangkan metode secara *non-invasive* yaitu dengan meletakkan elektroda pada permukaan kulit. Sinyal yang dihasilkan dari perekaman dengan metoda *non-invasive* ini akan menghasilkan sinyal *surface electromyogram* (sEMG). Pengukuran pada sEMG bergantung nilai amplitudo, waktu dan frekuensi [12].

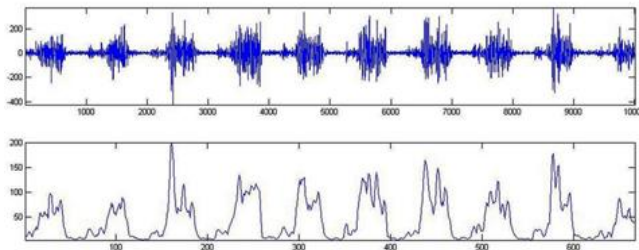


Gambar 2.6 *Electromyograph (EMG)*

Metode *non-invasive* ini lebih sering digunakan karena dapat dilakukan oleh personal selain dokter, dengan resiko yang minimal terhadap subyek. Sinyal sEMG dapat dideteksi dengan sensor yang diletakkan diatas permukaan kulit sampai jaringan otot. Elektroda tunggal yang digunakan untuk sinyal pada sEMG bertindak sebagai aktuator [12]. *Electrode surface* ini bersifat sekali pakai yang terdiri dari elektroda logam yang terbuat dari Ag-AgCl, elektrolit dan perekat untuk menempelkannya pada permukaan kulit. Gambar 2.6 adalah bentuk fisik dari sensor *electromyograph (EMG)*.

2.4 Sifat Sinyal *Electromyograph (EMG)*

Menurut Nomiysari [13] potensial listrik pada permukaan otot tubuh memiliki kisaran tegangan 0,4 milivolt sampai 5 milivolt. Pada kontraksi sedang, nilai amplitudo berkisar 1 milivolt (pada frekuensi 100 Hz sampai dengan 500 Hz) [14]. Karakteristik dari sinyal *electromyogram (EMG)* yakni memiliki tegangan rata-rata berkisar 30 milivolt jika melakukan pengukuran dengan *needle electrode* dan 50 mikrovolt jika pengukuran dilakukan dengan menggunakan *surface electrode*. Gambar 2.7 merupakan respon dari sinyal *electromyograph*.



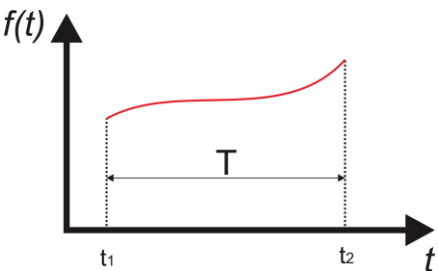
Gambar 2.7 Sinyal *Electromyograph (EMG)*

Dikarenakan potensial listrik dalam tubuh yang sangat kecil maka diperlukan sebuah rangkaian dimana terdapat penguatan sehingga sinyal

yang kecil tersebut dapat diamati dan dianalisis serta dapat digunakan untuk proses kendali. Untuk memperkuat sinyal tersebut diperlukan adanya rangkaian penguat dalam sebuah instrumentasi. Dengan adanya penguatan diharapkan tegangan dapat terbaca dalam kisaran volt sehingga memudahkan untuk pengolahan [13].

2.5 Transformasi *Fourier* Khusus

Transformasi *fourier* khusus merupakan modifikasi transformasi *fourier* umum yang digunakan untuk mendapatkan komponen *fourier* dari suatu sinyal dengan frekuensi tertentu yang telah diketahui. Secara umum transformasi *fourier* [28] dari sepotong sinyal $f(t)$ dalam rentang waktu t_1 sampai dengan t_2 dapat digambarkan dengan dirumuskan seperti pada Gambar 2.8 dengan persamaan seperti pada (2.1).



Gambar 2.8 Transformasi *Fourier* Khusus

$$f(t) = a_0 + \sum_{i=1}^{\infty} a_i \cos \frac{2\pi}{T} it + \sum_{j=1}^{\infty} b_j \sin \frac{2\pi}{T} jt(2.1)$$

di mana $T = t_2 - t_1$

$$a_i = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} f(t) \cos \frac{2\pi}{T} it dt$$

$$b_i = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} f(t) \sin \frac{2\pi}{T} jt dt$$

Dari formulasi tersebut dapat dimengerti bahwa frekuensi komponen *fourier* yang membangun deret *fourier* mendapatkan frekuensi tertentu, yaitu :

$$f = \frac{1}{T}, \frac{2}{T}, \frac{3}{T}, \dots, \frac{\infty}{T} \dots\dots\dots(2.2)$$

Dengan demikian formulasi tersebut tidak dapat digunakan untuk mendapatkan komponen *fourier* pada frekuensi di luar persamaan (2.2). Untuk keperluan khusus di mana komponen frekuensi yang membentuk sinyal diketahui nilainya, bentuk transformasi *fourier* tersebut dimodifikasi ke dalam bentuk khusus yang disebut transformasi *fourier* khusus. Transformasi *fourier* khusus dengan sejumlah komponen frekuensi terbatas dapat dirumuskan sebagai berikut.

$$Y(t) = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cos 2\pi f_i t + \sum_{j=1}^n b_j \sin 2\pi f_j t \dots\dots\dots(2.3)$$

Dalam bentuk waktu tersampling (diskrit) persamaan (2.3) dapat ditulis sebagai berikut.

$$Y(k) = a_0 + a_1 \cos 2\pi f_1 k T_s + \dots\dots a_n \cos 2\pi f_n k T + b_1 \sin 2\pi f_1 k T + \dots\dots b_n \cos 2\pi f_n k T$$

di mana T = periode sampling.

Dengan demikian untuk sejumlah m pengukuran dari sinyal Y(k), dapat disusun suatu persamaan matriks konstan yang disebut Φ sebagai berikut.

$$\begin{bmatrix} 1 & \cos \frac{2\pi}{f_1}(k-m)T \dots \cos \frac{2\pi}{f_n}(k-m)T & \sin 2\pi f_1(k-m)T \dots \sin 2\pi f_n(k-m)T \\ 1 & \cos \frac{2\pi}{f_1}(k-m+1)T \dots \cos \frac{2\pi}{f_n}(k-m+1)T & \sin 2\pi f_1(k-m+1)T \dots \sin 2\pi f_n(k-m+1)T \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \cos 2\pi f_1(k)T \dots \cos 2\pi f_n(k)T & \sin 2\pi f_1(k)T \dots \sin 2\pi f_n(k)T \end{bmatrix}$$

di mana N = 2n+1 ; jumlah parameter komponen *fourier*

M = jumlah pengukuran ; M ≥ N

Matriks pengukuran untuk sejumlah m pengukuran dari sinyal Y(k) secara lengkap adalah sebagai berikut.

$$\phi = \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ b_1 \\ a_2 \\ b_2 \\ a_3 \\ b_3 \\ a_4 \\ b_4 \\ a_5 \\ b_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Y(k-m) \\ Y(k-m+1) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ Y(k) \end{bmatrix}$$

Dalam bentuk sederhana, formulasi di atas dapat ditulis sebagai berikut.

$$\phi^T \theta = Y$$

di mana, ϕ : matriks konstan (parameter)

$$\theta = [a_0, a_1, \dots, a_n, b_1, \dots, b_n]^T$$

$$Y = [Y(k-m), Y(k-m+1), \dots, Y(k)]^T$$

Jika hasil pengukuran Y diketahui, maka *thetha* komponen *fourier* dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut.

$$\theta = (\phi^T \phi)^{-1} \phi^T Y$$

2.6 Arduino [15]

Dalam buku “*Getting started with arduino*” Arduino adalah sebuah *platform* komputasi fisik yang *open source* pada *board input output* sederhana. Yang dimaksud dengan *platform* komputasi fisik di sini adalah sebuah sistem fisik yang interaktif dengan penggunaan *software* dan *hardware* yang dapat mendeteksi dan merespon situasi dan kondisi yang ada di dunia nyata.

Arduino Due adalah varian mikrokontroler arduino yang menggunakan CPU Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3. Arduino Due merupakan Arduino *Development Board* pertama yang didasarkan pada mikrokontroler ARM 32-bit. Bentuk fisik dari arduino due ditunjukkan pada Gambar 2.9. Berbeda dengan arduino lainnya, arduino due beroperasi pada tingkat tegangan 3,3V. Arduino due ini memiliki pin masukan/keluaran digital sebanyak 54 pin (12 di antaranya berkemampuan PWM), 12 pin masukan analog, 4 UART/*hardware serial port*, pencacah waktu/*clock* berfrekuensi 84 MHz, memiliki kemampuan koneksi dengan USB OTG, 2 DAC (*digital to analog*)

converter), 2 TWI (*Two Wire Interface*), kompatibel dengan protokol I2C dari Phillips, soket jack catu daya standar (5,5/2,1mm), konektor SPI header, konektor JTAG header, serta memiliki tombol reset dan sebuah tombol hapus (*erase button*).



Gambar 2.9 Board Arduino Due

2.7 Instrumentasi *Electromyograph* [27]

Sebuah instrumentasi EMG terdiri dari beberapa unit yang disusun secara berurutan (*cascade*). Unit terdepan adalah rangkaian penguat beda/*differential amplifier* atau sering disebut dengan penguat instrumentasi, rangkaian filter, dan rangkaian penguat.

2.7.1 *Instrumentation Amplifier*

Pada [16] disebutkan bahwa AD620 memiliki rasio *common mode rejection ratio* (CMMR) yang lebih tinggi dibanding penguat instrumentasi lainnya dalam mengurangi *noise* yang muncul pada *input* penguat. AD620 dipilih sebagai penguat instrumentasi dengan CMMR minimum pada 100dB. Pengaruh *noise* yang rendah pada komponen ini menyebabkan AD620 cocok untuk *monitoring* sinyal EMG [17]. Konfigurasi pin pada IC penguat instrumentasi AD620 ditunjukkan pada Gambar 2.10.

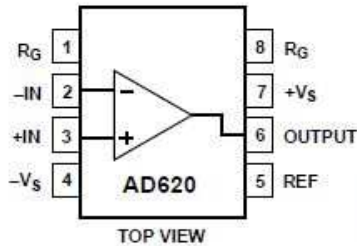
2.7.2 *Low Pass Filter*

Low pass filter adalah sebuah *filter* dimana dapat meloloskan sinyal *input* yang berada pada frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* rangkaian dan akan melemahkan sinyal *input* yang frekuensinya diatas frekuensi *cut-off* rangkaian [18]. Pada *surface* EMG (sEMG), sinyal

yang didapatkan memiliki frekuensi antara 10 Hz sampai 500 Hz [19]. Tipe *filter* salah satunya adalah *butterworth filter*. Filter *butterworth* memiliki beberapa orde, diantaranya orde 1, 2, dan 3. *Low pass filter* orde 3 dibentuk dari *Low Pass Filter* orde 1 dan orde 2 yang terhubung seri. *Low Pass Filter* orde 3 memiliki kemiringan sebesar -60 dB/dekade mempunyai sudut fasa sebesar -135⁰ pada ω_c [20]. Frekuensi *cut-off* dapat ditentukan dengan rumus pada persamaan (2.4).

$$f_{cf} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.4)$$

Sedangkan respon frekuensi yang dihasilkan dari rangkaian *Low Pass Filter* orde 1 yaitu memiliki kemiringan sebesar -20 dB ditunjukkan pada Gambar 2.11.



Gambar 2.10 Konfigurasi AD620

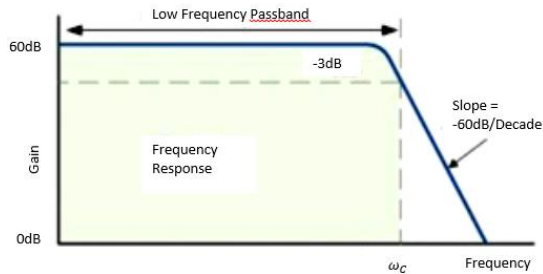
2.7.3 High Pass Filter

High Pass Filter adalah rangkaian filter yang akan meloloskan sinyal *input* dimana memiliki frekuensi diatas frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal *input* dengan frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* [18]. Sebagaimana pada rangkaian *Low Pass Filter*, rangkaian *High Pass Filter* juga bisa disusun secara bertingkat. Pada *High Pass Filter* orde 3 dibentuk dari *High Pass Filter* orde 1 dan orde 2 yang terhubung seri. *High Pass Filter* orde 3 memiliki kemiringan sebesar -60 dB/dekade mempunyai sudut fasa sebesar +135⁰ pada ω_c [20].

Rumus untuk menghitung frekuensi *cut-off* dari *High Pass Filter* terdapat pada persamaan (2.5).

$$f_{cf} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.5)$$

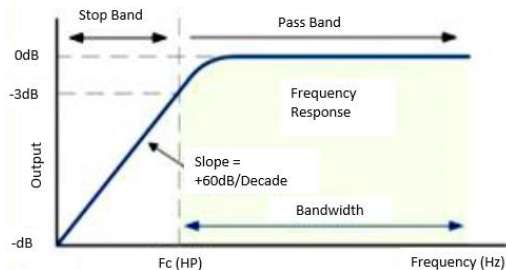
Hasil respon frekuensi pada rangkaian *High Pass Filter* ditunjukkan pada Gambar 2.12.



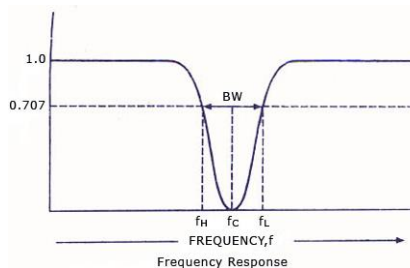
Gambar 2.11 Respon Frekuensi *Low Pass Filter*

2.7.4 Notch Filter

Notch Filter adalah sebuah filter dimana dapat memotong frekuensi tunggal sesuai dengan keinginan[18]. *Notch Filter* atau *Bandpass Filter* pada umumnya digunakan untuk menghilangkan frekuensi dari jala-jala listrik. Frekuensi tersebut dihasilkan oleh jaringan listrik dimana memiliki frekuensi 50 Hz. Maka dari itu dengan adanya filter ini diharapkan dapat menghilangkan *noise*, dimana dapat mengganggu sinyal yang akan diolah.



Gambar 2.12 Respon Frekuensi *High Pass Filter*



Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Notch Filter*

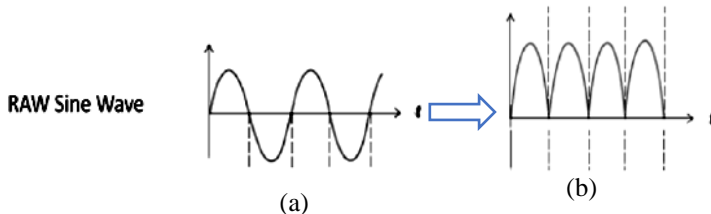
2.7.5 Rectifier

Rectifier adalah rangkaian yang difungsikan untuk menyearahkan sinyal bolak balik yang dihasilkan oleh tegangan tubuh. Sinyal yang telah keluar dari rangkaian akan bernilai positif. Resistor-dioda *rectifier* tidak akan bekerja cukup baik jika tegangan dibawah 0.7 volt, karena tegangan tidak cukup untuk mengatasi tegangan yang turun drastis (*drop*) dari dioda [21]. Tetapi masalah itu dapat ditanggulangi dengan meletakkan dioda pada *feedback loop* pada sebuah op-amp.

Pada Gambar 2.14 (a) ditunjukkan sinyal yang diberikan kepada rangkaian *rectifier* sedangkan sinyal yang telah mengalami proses *rectifier* ditunjukkan pada Gambar 2.14 (b).

2.7.6 Op-amp Integrator

Op-amp Integrator adalah rangkaian penguat operasional yang melakukan operasi matematika dari integrasi, yaitu dapat menyebabkan *output* untuk menanggapi perubahan tegangan *input* dari waktu ke waktu. Sebagai *integrator* op-amp menghasilkan tegangan *output* yang sebanding dengan integral dari tegangan *input*. Besar sinyal *output* ditentukan oleh lama waktu tegangan pada *input* sebagai arus melalui umpan balik. Umpan balik negatif dilakukan pada kapasitor.



Gambar 2.14 Sinyal Rangkaian *Rectifier* (a) Sinyal Masukan (*Input*) (b) Sinyal Keluaran (*Output*)

Dengan mengubah besaran frekuensi *input* pada gelombang persegi, maka akan dihasilkan gelombang segitiga pada batas frekuensi tertentu yang diberikan pada rangkaian *integrator*. Respon frekuensi pada rangkaian *integrator* ditunjukkan pada Gambar 2.15.

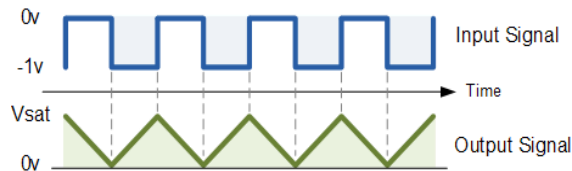
2.7.7 Penguat *Inverting*

Penguat operasional merupakan penguat diferensial dengan dua *input* yakni *input inverting* dan *input non inverting*. Penguat *inverting*

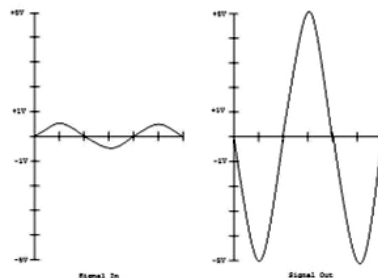
merupakan sebuah penguat sinyal yang memiliki karakteristik sinyal *output* yang dihasilkan memiliki fase berkebalikan dengan sinyal *input* [21]. Pada rangkaian ini terdapat resistor *input* yang berfungsi untuk mengatur faktor penguatan. Rumus penguatan yang digunakan terdapat dalam persamaan (2.6).

$$G = -\frac{R_f}{R_i} \dots \dots \dots (2.6)$$

Hasil dari rangkaian penguat *inverting* dengan adanya penguatan ditunjukkan pada Gambar 2.16.



Gambar 2.15 Respon Frekuensi Rangkaian *Integrator*



Gambar 2.16 Hasil *Output* Rangkaian Penguat *Inverting*

2.8 Modul Komunikasi nRF24L01 [23]

Modul *Wireless* nRF24L01 adalah sebuah modul komunikasi jarak jauh yang memanfaatkan pita gelombang RF 2.4 GHz ISM (*Industrial, Scientific and Medical*). Modul ini menggunakan antarmuka SPI untuk berkomunikasi. Tegangan kerja dari modul ini adalah 5V DC.

nRF24L01 memiliki *baseband logic Enhanced Shock Burst™ hardware protocol accelerator* yang *support “high-speed SPI interface for the application controller”*. nRF24L01 memiliki *true ULP solution*, yang

memungkinkan daya tahan baterai berbulan-bulan hingga bertahun-tahun. Modul ini dapat digunakan untuk pembuatan *pheriperal* PC, piranti permainan, piranti *fitness* dan olahraga, mainan anak-anak dan alat lainnya. Modul ini memiliki 8 buah pin, diantaranya: VCC (3.3V DC), GND, CE, CSN, MOSI, MISO, SCK dan IRQ. Berikut adalah beberapa fitur dari Modul *Wireless RF nRF24L01* yaitu dapat beroperasi pada pada pita ISM 2.4 GHZ, data *rate* hingga 2Mbps, *ultra low power*, penanganan paket data otomatis dan penanganan transaksi paket otomatis. Bentuk fisik modul *nRF24L01* dapat dilihat pada Gambar 2.17.



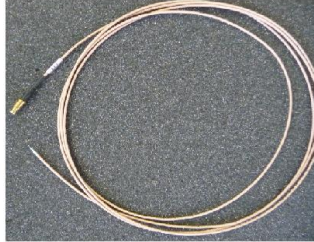
Gambar 2.17 Bentuk Fisik *nRF24L01*

2.9 Kabel *Coaxial* dan Kabel Stimulator

Kabel *coaxial* memiliki sebuah konduktor kawat tembaga yang terletak di tengah-tengah kabel. Konduktor ini dibalut dengan lapisan plastik, kemudian pelindung berbentuk kawat metal yang dianyam, dan terakhir dibalut lagi dengan lapisan plastik. Pelindung metal itu dimaksudkan untuk memblok interferensi luar seperti lampu pijar, motor, dan komputer lain. Selain tahan terhadap sinyal interferensi, kabel *coaxial* juga memiliki *segmen* (rentang kabel antara dua perangkat) yang lebih panjang dibandingkan kabel UTP. Bentuk fisik dari kabel *coaxial* ditunjukkan pada Gambar 2.18. Kabel *thick coaxial* dispesifikasikan berdasarkan standar IEEE 802.3 10BASE5, dimana kabel ini mempunyai diameter rata-rata 1,2 mm, dan biasanya diberi warna kuning. Contoh dari kabel *thick coaxial* yaitu kabel RG 174, yang ditunjukkan pada Gambar 2.19.



Gambar 2.18 Kabel *Coaxial*



Gambar 2.19 Kabel *Coaxial* RG 174

Suatu stimulus adalah setiap perubahan dalam saraf yang apabila cukup besar akan menyebabkan potensial *break* mengalami depolarisasi sehingga saraf menghasilkan potensial kerja (suatu impuls saraf). Impuls ini pada dasarnya adalah suatu gelombang perubahan listrik yang bergerak pada membran serabut saraf. Kabel untuk menghantarkan impuls sinyal otot disebut kabel stimulator. Bentuk fisik kabel stimulator dapat dilihat pada Gambar 2.20.



Gambar 2.20 Kabel Stimulator

2.10 Motor DC

Motor DC memerlukan suplai tegangan yang searah pada kumparan medan untuk diubah menjadi energi mekanik. Bagian utama motor DC adalah stator dan rotor dimana kumparan medan pada motor DC disebut stator (bagian yang tidak berputar) dan kumparan jangkar disebut rotor (bagian yang berputar).

Pada penelitian ini menggunakan motor MY1025 yang memiliki karakteristik torsi motor sebesar 9,6 Nm, tegangan dan arus maksimum sebesar 24 VDC dan 14 A, serta kecepatan motor sebesar 2570 rpm.

MY1025 Memiliki berat sebesar 2 kg, dengan diameter 10 cm x tebal 8 cm. Gambar 2.21 merupakan motor DC yang akan digunakan pada kursi roda ini.

2.11 Mekanik Kursi Roda [27]

Mekanik kursi roda meliputi aki, *gear*, dan motor. *Gear* dan motor diletakkan disekitar roda besar kursi roda, sehingga kursi roda bisa dilipat dan tidak sampai merusak komponen.



Gambar 2.21 Motor DC MY1025

2.11.1 Torsi Kursi Roda

Kursi roda elektrik membutuhkan perhitungan torsi untuk bergerak. Tujuan dari perhitungan torsi ini agar didapatkan motor DC dengan torsi yang tepat supaya dapat menggerakkan kursi roda dengan spesifikasi yang telah ditentukan. Perhitungan torsi sangat dibutuhkan agar kursi roda dapat berjalan dengan baik dan tidak merusak komponen lain seperti motor DC. Selain itu, perhitungan torsi juga diperlukan untuk mengetahui beban maksimum yang dapat ditanggung oleh kursi roda. Perhitungan torsi yang digunakan pada pengendalian kursi roda terdapat pada Tabel 2.1.

Beberapa spesifikasi untuk menggerakkan kursi roda telah ditentukan, sehingga dapat diperoleh nilai-nilai *resistance* atau gaya yang dibutuhkan pada roda untuk dapat bergerak atau berputar pada kondisi yang ditentukan dengan beban orang maksimum. Resistansi tersebut antara lain adalah resistansi *rolling*, resistansi *grade*, dan resistansi akselerasi.

Tabel 2.1 Perhitungan Torsi Motor Kursi Roda

PERHITUNGAN TORSI			
Berat kursi roda		40 kg	Spesifikasi kursi roda
Berat maksimum orang		100 kg	
Kemiringan maksimum		15°	
Kecepatan maksimum		10 km/jam	
Waktu start hingga kecepatan maksimum		12s	
Gaya gravitasi (g)		9,8 m/s ²	
Koefisien Gesekan aspal		0,022	
Koefisien Bahan roda (plastik)		0,4	Gaya yang dibutuhkan
Rolling Resistance		30,18 N	
Grade Resistance		355,10 N	
Acceleration Force		32,41 N	
TTE		417,69 N	Torsi yang dibutuhkan
Torsi :			
TW		275,68 Nm	
Reality Check :			
MTT	1 wheel	83,32 Nm	
	Total	329,28 Nm	
MTT > TW			

2.11.2 Gear Kursi Roda

Kursi roda elektrik ini menggunakan *gear* rasio. *Gear* rasio adalah perbandingan jumlah mata gigi dari 2, 4, atau 5 gigi. Penggunaan *gear* rasio berfungsi untuk merubah kecepatan dan tenaga putar dari mesin ke roda, sehingga dapat digunakan untuk menggerakkan kendaraan. Karena torsi yang dibutuhkan kursi roda untuk bergerak sebesar 137,84 Nm dan torsi dari motor DC yang digunakan yaitu 9,6 Nm, maka rasio *gear* yang diperlukan untuk dapat menjalankan kursi roda sebesar:

Rasio gear tiap roda = rasio roda ÷ rasio motor DC

$$= 137,84 \div 9,6$$

$$= 14,36$$

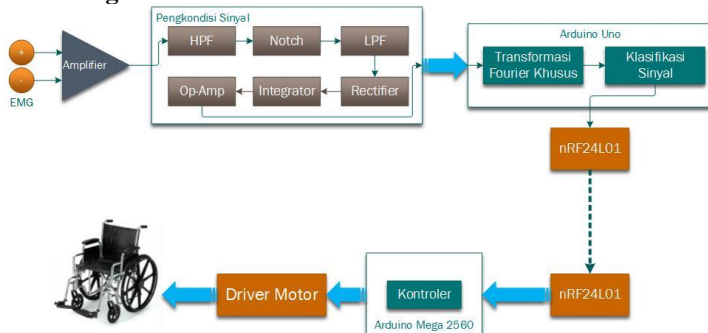
-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB III

PERANCANGAN ALAT

Pada Bab ini akan dijelaskan mengenai perancangan dan pembuatan Pengendalian Kursi Roda Elektrik Menggunakan Sinyal *Electromyography* dengan Metode Transformasi *Fourier* Khusus meliputi blok fungsional sistem yang akan menjelaskan proses kerja alat dalam bentuk alur diagram. Perancangan mekanik membahas tentang desain dan pembuatan mekanik yang mendukung cara kerja alat. Perancangan perangkat elektrik yang membahas perancangan rangkaian pengkondisi sinyal sebagai rangkaian control, pengolahan sinyal EMG menggunakan transformasi *fourier* khusus, rangkaian pendukung alat, dan perancangan program.

3.1 Blok Fungsional Sistem



Gambar 3.1 Diagram Blok Fungsional Sistem

Dari Gambar 3.1, dijelaskan bahwa dalam Tugas Akhir ini, dibuat alat pengendali kursi roda elektrik menggunakan otot lengan. Untuk memetakan gerakan otot lengan menjadi lima gerakan kursi roda, diperlukan pengolahan sinyal menggunakan metode transformasi *fourier* khusus. Hasil dari metode tersebut diklasifikasikan sebagai data kontrol untuk menjalankan *driver* motor. Sinyal *electromyograph* yang berukuran 0,4mV-5mV harus dikuatkan dan difilter terlebih dahulu agar dapat terbaca oleh mikrokontroler arduino yang mempunyai tegangan *input* 0 – 5 Volt.

Rangkaian pengkondisi sinyal yang digunakan terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi menggunakan penguat AD620 yang dikuatkan sebesar 1000 kali. Setelah sinyal dikuatkan sinyal akan dihaluskan menggunakan beberapa rangkaian filter. Pertama menggunakan rangkaian *High Pass Filter* (HPF) pada frekuensi *cut off* 20 Hz, yaitu akan meloloskan sinyal di atas 20 Hz. Kemudian sinyal akan dihilangkan dari *noise* dengan menggunakan rangkaian *Notch filter* pada frekuensi 50 Hz. Sinyal akan disaring kembali dengan *Low Pass Filter* (LPF) sebesar 500 Hz, yang mana akan meloloskan sinyal di bawah 500 Hz. Kemudian sinyal akan disearahkan menggunakan rangkaian *rectifier*, dan dibalik menjadi tegangan DC murni menggunakan rangkaian *integrator*. Sinyal akan dikuatkan kembali menggunakan rangkaian penguat *inverting* sebesar 20 kali.

Sinyal otot yang terbaca oleh rangkaian pengkondisi sinyal akan masuk ke arduino melalui port *analog*. Port *analog* arduino ini berfungsi sebagai ADC untuk mengubah tegangan yang berupa data *analog* ke data *bit* yang berupa data digital. Pada arduino dituliskan program untuk mengambil nilai ADC minimal pada tiap *channel*. Kemudian dituliskan pula rumus transformasi *fourier* khusus dan klasifikasi untuk pengendali arah gerak kursi roda dalam bentuk data *byte* yang bisa dikenali motor DC. Data *byte* ini akan dikirimkan oleh nRF *transmitter*. Data *byte* tersebut akan masuk pada arduino mega 2560 untuk menggerakkan motor DC sesuai dengan gerakan lengan yang telah dipetakan menjadi arah gerak kursi roda.

Gerakan kursi roda yang diinginkan yaitu gerakan maju, mundur, belok kiri, belok kanan, dan berhenti. Tegangan yang masuk ke Arduino akan diolah menggunakan transformasi *fourier* khusus dan keluarannya akan diberikan kepada *driver* motor. Keluaran arduino untuk *driver* motor berupa PWM yang kemudian akan diolah oleh *driver* untuk memberi daya pada motor dan mengatur kecepatan dari motor. Terdapat dua buah motor yang digunakan pada masing-masing roda belakang. Sumber yang digunakan untuk memutar dua buah motor yaitu menggunakan aki 12Volt 18 AH yang dipasang secara paralel sehingga menghasilkan tegangan yang lebih besar yaitu 24 Volt. Ketika kedua motor diberi *input* daya dari masing-masing *driver* motor yang berbeda, kedua motor akan menerima *input* yang berbeda atau disebut dengan *differential turning drive*. Apabila kursi roda sedang berbelok ke kiri maka roda kanan akan diberi putaran yang lebih oleh motor dibandingkan dengan motor pada roda kiri. Perputaran motor kemudian

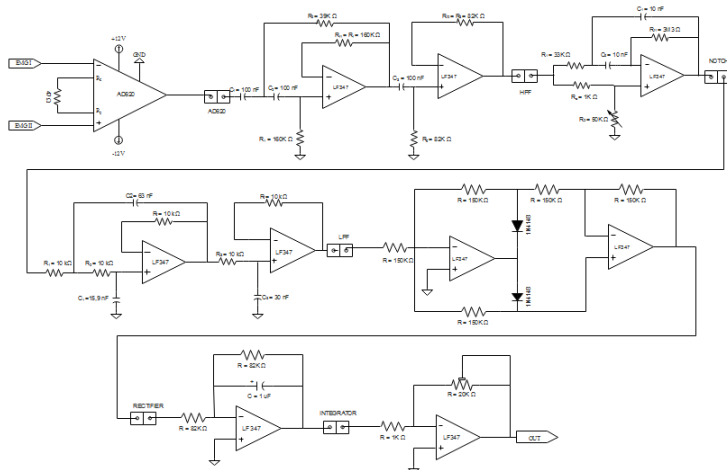
membuat kursi roda dapat bergerak. Begitu pula sebaliknya apabila kursi roda akan berbelok ke kanan.

3.2 Perancangan Rangkaian Pengkondisi Sinyal

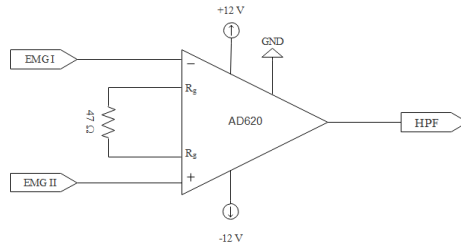
Pada bab ini akan dibahas tentang perancangan rangkaian pengkondisi sinyal berdasarkan subbab 2.7 dan perhitungan komponen pendukungnya, beserta *wiring* dari *hardware* yang digunakan. Secara keseluruhan rangkaian pengkondisi sinyal dapat dilihat pada Gambar 3.2. Pada rangkaian tersebut menggunakan komponen dengan toleransi yang sangat rendah diantaranya menggunakan resistor jenis metal film, kapasitor nonpolar jenis MKM, dan kapasitor bipolar jenis tantalum.

3.2.1 Rangkaian *Instrumentation Amplifier*

Pada rangkaian penguat instrumentasi, digunakan penguat AD620. IC ini mempunyai kualitas yang bagus dengan harga relatif murah dan mudah didapatkan di pasaran. AD620 hanya menggunakan satu buah resistor eksternal untuk menentukan penguatan (*gain*) dari 1 sampai 10.000. AD620 memiliki hambatan dalam, R1 dan R2, yang bernilai 24,7K Ω , yang mana dapat menguntungkan dalam proses pemrogramannya karena hanya menggunakan satu resistor eksternal. Berdasarkan datasheet pada Lampiran A.14 dapat didapatkan rumus penguatan AD620 pada persamaan (3.1).



Gambar 3.2 Rangkaian Pengkondisi Sinyal



Gambar 3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi AD620

$$G = \frac{49,4K\Omega}{R_g} + 1 \dots\dots\dots(3.1)$$

Penguat instrumentasi EMG ini menggunakan *gain* sebesar 1000 kali. Untuk mendapatkan nilai *gain* sebesar 1000 kali, maka nilai R_g yang digunakan pada rangkaian sebesar 49,4K Ω . Dengan mengubah nilai R_g akan di dapatkan nilai penguatan yang lebih besar sesuai kebutuhan. Nilai resistansi R_g didapat dari perhitungan berikut:

$$R_g = \frac{49,4K\Omega}{G - 1}$$

$$R_g = \frac{49,4K\Omega}{1000 - 1}$$

$$R_g = 49,4 \Omega$$

Gambar 3.3 adalah rangkaian penguat instrumen AD620 setelah nilai resistor nya disesuaikan dengan yang ada di pasaran.

3.2.2 Rangkaian *High Pass Filter*

Pembuatan rangkaian HPF pada rangkaian pengkondisi sinyal EMG, harus dapat melewatkan frekuensi diatas atau sama dengan 20 Hz. Sehingga diperlukan rangkaian HPF dengan frekuensi *cut off* (f_{co}) sebesar 20 Hz. HPF digunakan untuk mengurangi *noise* pada frekuensi rendah yang ditimbulkan oleh gesekan elektroda dengan kulit atau pergerakan tubuh. Rancangan filter ini menggunakan komponen aktif dan komponen pasif. Komponen pasif tersebut ialah resistor dan kapasitor. Komponen aktif yaitu op-amp. Pergerakan tubuh manusia

dapat menimbulkan *noise* pada frekuensi antara 0 sampai 1 Hz. *Noise* lainnya bersumber dari tegangan DC pada frekuensi rendah.

Pada rancangan ini digunakan HPF *butterworth* orde 3 menggunakan topologi *sallen key*. Dipilih filter jenis ini karena memiliki performansi baik, perhitungan nya mudah dan perancangan rangkaian menjadi lebih sederhana.

Pada HPF *butterworth* orde 3 memiliki kemiringan 60dB, dimana pada perancangan nya terdiri dari HPF *butterworth* orde 1 yang terpasang secara seri dengan HPF *butterworth* orde 2. HPF *butterworth* orde 1 memiliki kemiringan 20dB dan HPF *butterworth* orde 2 memiliki kemiringan 40dB, sehingga bila ditotal maka akan didapatkan HPF *butterworth* orde 3 dengan kemiringan 60dB.

Berdasarkan referensi [20] berikut adalah langkah-langkah dalam perancangan HPF serta perhitungan matematis untuk mendapatkan nilai komponen yang dibutuhkan.

1. Menentukan nilai frekuensi *cut off* (f_c). Nilai frekuensi *cut off* yang dibutuhkan yaitu 20 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(3.2)$$

Berdasarkan perumus perhitungan frekuensi *cut off* pada persamaan (3.2), dapat dihitung nilai omega dengan rumus pada persamaan (3.3).

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \dots\dots\dots(3.3)$$

2. Menentukan nilai kapasitor, agar sama.

$$C = C1 = C2 = C3 = 10 \text{ nF}$$

3. Menghitung nilai R_3

$$\begin{aligned} R_3 &= \frac{1}{\omega_c C} \\ &= \frac{1}{2 \times 3,14 \times 20 \times (100 \times 10^{-9})} \\ &= \frac{10^7}{125,6} \\ &= 79,62 \text{ K } \Omega \end{aligned}$$

4. Menghitung nilai R_1

$$\begin{aligned} R_1 &= 2R_3 \\ &= 2 \times 79,62 \text{ K}\Omega \\ &= 159,23 \text{ K}\Omega \end{aligned}$$

5. Menghitung nilai R_2

$$\begin{aligned} R_2 &= \frac{1}{2} R_3 \\ &= \frac{1}{2} \times 79,62 \text{ K}\Omega \\ &= 39,81 \text{ K}\Omega \end{aligned}$$

6. Untuk meminimumkan arus *offset* DC, maka nilai komponen R_{f1}
 $= R_1$ dan $R_{f2} = R_3$.

Gambar 3.4 adalah rangkaian HPF 20 Hz setelah nilai resistor nya disesuaikan dengan yang ada di pasaran.

3.2.3 Rangkaian *Notch Filter*

Notch filter merupakan rangkaian tambahan apabila pencatu rangkaian menggunakan sumber tegangan AC PLN. *Notch filter* memiliki performa yang sangat bagus untuk me-reject *noise* frekuensi 50-60 Hz yang mungkin masuk ke rangkaian. Respon yang masuk ke rangkaian ini sama halnya dengan *Band Stop Filter* (BSF). Jenis filter ini mempunyai keluaran maksimum (V_{\max}) atau *gain* tegangan maksimum (A_r), pada satu frekuensi yang disebut frekuensi resonan (ω_r).

Dalam melakukan perancangan rangkaian *Notch Filter*, harus diketahui terlebih dahulu mengenai lebar pita (B) dan faktor kualitas (Q). Terlihat pada Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Notch Filter*, terdapat *high* frekuensi (f_h) yang terletak di atas frekuensi *cut off* dan *low* frekuensi (f_l) yang terletak di bawah fekuensi *cut off*. Pita frekuensi antara f_h dan f_l disebut lebar pita (B).

Berdasarkan referensi [20] berikut adalah langkah-langkah dalam perancangan *Notch Filter* serta perhitungan matematis untuk mendapatkan nilai komponen yang dibutuhkan.

1. Menentukan nilai frekuensi, f_c , f_h , f_l sesuai persamaan (3.2) dan (3.3).

Nilai frekuensi *cut off* yang ditentukan yaitu 50 Hz.

Nilai frekuensi *high* yang ditentukan yaitu 55 Hz.

Nilai frekuensi *low* yang ditentukan yaitu 45 Hz.

2. Menentukan nilai kapasitor agar sama

$$C = C_1 = C_2 = 10 \text{ nF}$$

3. Menghitung lebar pita (B) dan faktor kualitas (Q)

a. $\omega_l = 2\pi f_l$

$$= 2 \times 3,14 \times 45$$

$$= 282,6 \text{ Hz}$$

b. $\omega_h = 2\pi f_h$

$$= 2 \times 3,14 \times 55$$

$$= 345,4 \text{ Hz}$$

c. $\omega_r = 2\pi f_r$

$$= 2 \times 3,14 \times 50$$

$$= 314 \text{ Hz}$$

d. $B = \omega_h - \omega_l$

$$= 345,4 - 282,6$$

$$= 62,8 \text{ rad / s}$$

e. $Q = \frac{\omega_r}{B}$

$$= \frac{314}{62,8} = 5 \text{ Hz}$$

4. Menghitung nilai R_2

$$R_2 = \frac{2}{BC}$$

$$= \frac{2}{62,8 \times (10 \times 10^{-9})}$$

$$= \frac{2}{628 \times 10^{-9}}$$

$$= 3184,7 \text{ K } \Omega$$

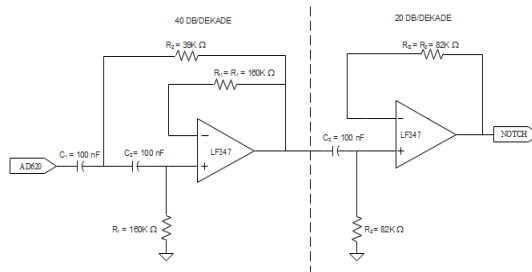
5. Menghitung nilai R_1

$$\begin{aligned}
 R_1 &= \frac{R_2}{4Q^2} \\
 &= \frac{3184,7}{4 \times 5^2} \\
 &= \frac{3184,7}{100} \\
 &= 31,84K \Omega
 \end{aligned}$$

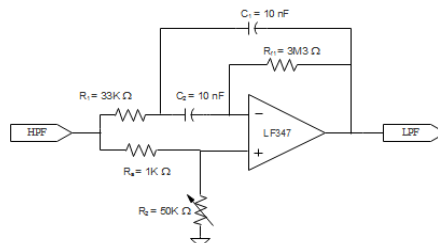
6. Menghitung nilai R_b , dimana nilai $R_a = 1K \Omega$.

$$\begin{aligned}
 R_b &= 2Q^2 R_a \\
 &= 2 \times 5^2 \times 1K\Omega \\
 &= 50K \Omega
 \end{aligned}$$

Gambar 3.5 adalah rangkaian *Notch Filter* 50 Hz. Karena komponen dengan nilai seperti perhitungan tersebut sulit didapatkan, maka besarnya nilai resistor disesuaikan dengan yang ada di pasaran.



Gambar 3.4 Rangkaian HPF 20 Hz



Gambar 3.5 Rangkaian *Notch Filter* 50 Hz

3.2.4 Rangkaian Low Pass Filter

Sinyal EMG memiliki rentang frekuensi pada 20 Hz sampai 500 Hz. Dengan demikian perlu dirancang filter yang meloloskan frekuensi dibawah 500 Hz serta meredam atau menahan frekuensi diatas 500 Hz. Seperti halnya pada rancangan HPF, rancangan ini juga menggunakan tipe *butterworth* orde 3 dengan topologi *sallen key*. Pada LPF *butterworth* orde 3 memiliki kemiringan -60dB, dimana pada perancangan nya terdiri dari LPF *butterworth* orde 1 yang terpasang secara seri dengan LPF *butterworth* orde 2.

Berdasarkan referensi [20] berikut adalah langkah-langkah dalam perancangan LPF serta perhitungan matematis untuk mendapatkan nilai komponen yang dibutuhkan.

1. Menentukan nilai frekuensi *cut off* (f_c). Nilai frekuensi *cut off* yang dibutuhkan yaitu 500 Hz. Rumus perhitungan tersebut seperti pada persamaan (3.2) dan (3.3).
2. Memilih tahanan masukan agar sama
 $R = R1 = R2 = R3 = 10K\Omega$
3. Menghitung nilai C_3

$$\begin{aligned}C_3 &= \frac{1}{\omega_c R} \\&= \frac{1}{2 \times 3,14 \times 500 \times (10 \times 10^3)} \\&= 3,185 \times 10^{-8} \\&= 31,85 \text{ nF}\end{aligned}$$

4. Menghitung nilai C_1

$$\begin{aligned}C_1 &= \frac{1}{2} C_3 \\&= \frac{1}{2} \times 31,85 \\&= 15,925 \text{ nF}\end{aligned}$$

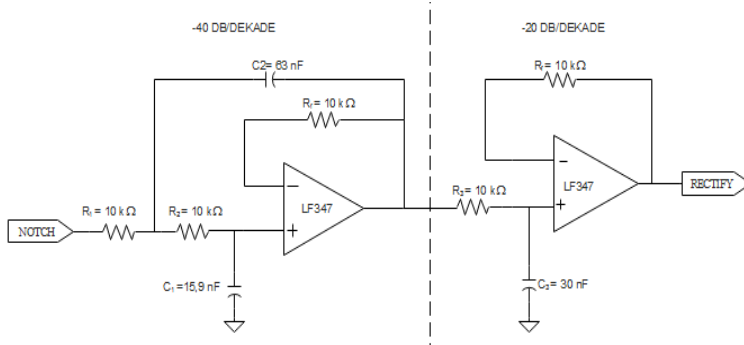
5. Menghitung nilai C_2

$$C_2 = 2C_3$$

$$= 2 \times 31,85$$

$$= 63,7 \text{ nF}$$

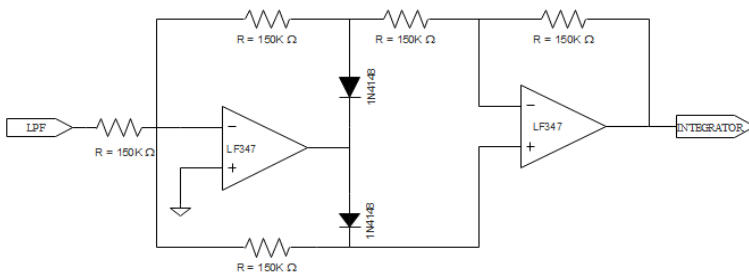
Gambar 3.6 adalah rangkaian LPF 500 Hz setelah nilai kapasitor nya disesuaikan dengan yang ada di pasaran.



Gambar 3.6 Rangkaian LPF 500 Hz

3.2.5 Rangkaian *Rectifier*

Rangkaian *rectifier* digunakan untuk membuat sinyal masukan menjadi positif. Prinsip kerja rangkaian ini adalah pada saat sinyal *input* positif maka sinyal positif tersebut dilewatkan melalui dioda. Kemudian pada saat level sinyal negatif maka sinyal tersebut dilewatkan melalui op-amp yang disusun sebagai *inverting input*. Sehingga sinyal *output* nya akan dibalik menjadi sinyal positif. Rangkaian *rectifier* dengan op-amp biasanya menggunakan dua buah op-amp. Rangkaian *rectifier* di tunjukkan pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7 Rangkaian *Rectifier*

3.2.6 Rangkaian *Integrator*

Tegangan DC murni adalah rata tanpa *ripple*. Untuk mendapatkan sinyal tegangan DC yang rata (*low ripple*), maka perlu dipasang kapasitor sebagai filter (*smoothing*) sehingga *ripple* tegangan yang dihasilkan akan sangat kecil sekali mendekati sinyal DC murni. Kapasitor yang umum digunakan sebagai filter *ripple* adalah jenis elektrolit kondensator (ELKO). Semakin kecil nilai kapasitansi maka tidak terlalu berpengaruh terhadap perubahan *ripple* DC yang dihasilkan, dan sebaliknya semakin besar nilai kapasitansi maka *ripple* DC akan semakin halus mendekati DC murni. Rangkaian *integrator* ini juga bersifat sebagai *Low Pass filter* sebesar 2 Hz. Penambahan rangkaian filter berfungsi untuk mengambil *moving average* dari hasil rangkaian pengkondisi sinyal sebelumnya. Berdasarkan referensi [20] dapat diketahui perhitungan untuk menentukan nilai komponen yang akan digunakan.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

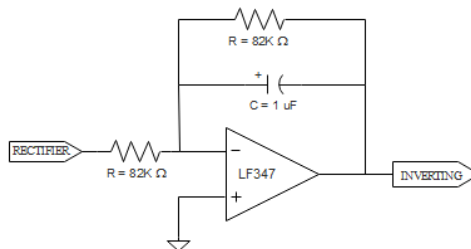
$$2 = \frac{1}{2 \times 3,14 \times R \times (10^{-6})}$$

$$2 = \frac{1}{6,28 \times R \times 10^{-6}}$$

$$R = \frac{10^6}{2 \times 6,28}$$

$$R = 79617,8 \, \Omega$$

$$R = 79,6K \, \Omega$$



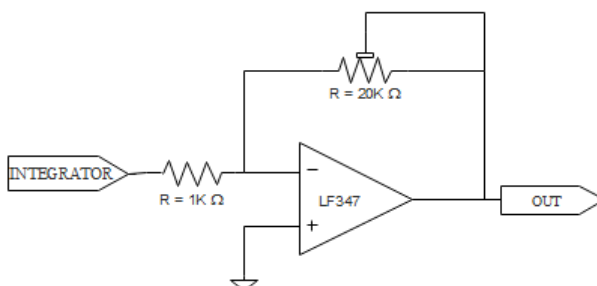
Gambar 3.8 Rangkaian *Integrator*

Aplikasi yang menggunakan rangkaian *integrator* akan menghasilkan berbagai macam gelombang dari *input* yang berbeda. Rangkaian *integrator* dengan *input* gelombang kotak akan menghasilkan gelombang segitiga. Rangkaian *integrator* dengan *input* gelombang segitiga akan menghasilkan gelombang sinus. Rangkaian *integrator* dengan *input* gelombang sinus akan menghasilkan gelombang cosinus. Dari sinilah nama rangkaian ini diambil, karena secara matematis tegangan keluaran rangkaian ini merupakan fungsi integral dari tegangan input. Gambar 3.8 adalah rangkaian *integrator* setelah nilai resistor nya disesuaikan dengan yang ada di pasaran. Dimana kedua nilai resistor dibuat sama, agar didapatkan grafik respon frekuensi yang berhimpit dengan nilai frekuensi *cut-off* nya.

3.2.7 Rangkaian Penguat *Inverting*

Setelah sinyal dilewatkan pada LPF 500 Hz dan telah disearahkan, sinyal dikuatkan kembali menggunakan penguat operasional atau penguat diferensial untuk disesuaikan dengan level tegangan pembacaan ADC yaitu 0-5 Volt. Tegangan keluaran penguat instrumentasi berada di kisaran 1 mV – 40 mV tentunya masih dalam *range* pembacaan ADC namun nilai konversi yang dihasilkan menjadi sangat berdekatan dan dapat menimbulkan kesalahan pembacaan.

Dengan alasan tersebut, maka diperlukan sinyal kedua agar sinyal berada pada semua daerah pembacaan ADC. Penguat kedua dirancang untuk memberikan *gain* sebesar ± 20 kali menggunakan IC LF347 dengan konfigurasi penguat *inverting*. Dimana resistor yang digunakan yaitu resistor variabel yang dapat di *adjust* atau di putar sesuai kebutuhan pengguna.



Gambar 3.9 Rangkaian Penguat *Inverting* 20 Kali

Untuk mendapatkan nilai penguatan yang dimaksud maka nilai resistor yang harus dipasang mengikuti persamaan berikut:

$$G = -\frac{R_2}{R_1}$$

$$20 = -\frac{R_2}{1}$$

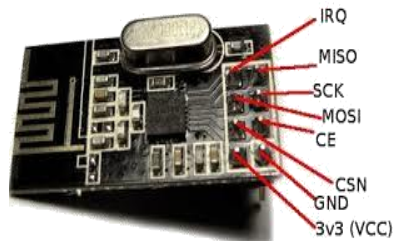
$$-20 = R_2$$

$$R_2 = 20K \Omega$$

Gambar 3.9 adalah rangkaian penguat diferensial setelah nilai komponen nya disesuaikan dengan yang ada di pasaran.

3.3 Wiring nRF24L01 dengan Arduino

Wiring nRF24L01 dengan arduino yang ada pada Tugas Akhir ini adalah meliputi *wiring* pada sisi *sender*. Berikut adalah gambar letak port pada nRF24L01 yang disebutkan pada Gambar 3.10 serta *wiring* nRF24L01 sebagai *sender* dengan Arduino Due yang disebutkan pada Gambar 3.11.



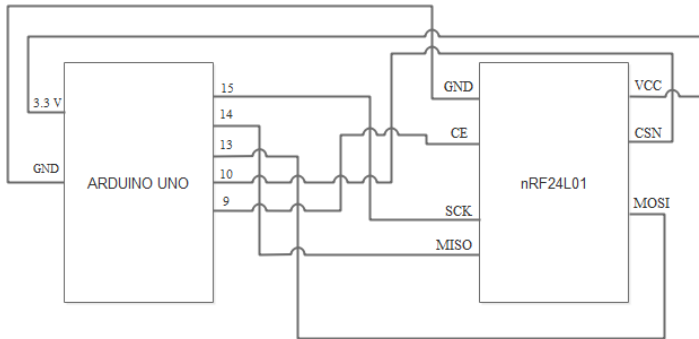
Gambar 3.10 Letak Pin nRF24L01

3.4 Wiring Rangkaian Pengkondisi Sinyal, Sensor EMG dan Arduino

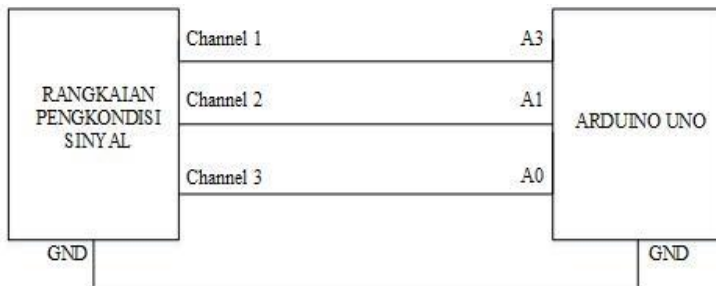
Sensor EMG berfungsi sebagai pengontrol gerakan motor DC. Rangkaian pengkondisi sinyal yang telah dirancang seperti pada Gambar 3.2, kemudian diduplikasi sebanyak empat kali. Berikut ini adalah *wiring* rangkaian pengkondisi sinyal dan sensor EMG yang disebutkan pada Gambar 3.12.

- *Port GND Arduino = Port GND Arduino kaki ground* pada rangkaian pengkondisi sinyal

- *Port analog* Arduino = *Port analog* berfungsi sebagai ADC (*Analogue to Digital Converter*).



Gambar 3.11 Wiring nRF24L01 Sebagai *Sender* dengan Arduino Due



Gambar 3.12 Wiring Sensor EMG dan Arduino Due

3.5 Perancangan *Time Sampling* arduino

Untuk menguji *time sampling* arduino terhadap sinyal, digunakan *function generator* digital GW instek dengan sinyal sinus. *Time sampling* ini digunakan untuk pengambilan data otot tiap kurun waktu tertentu. Penentuan *time sampling* dilakukan dengan cara mengatur sinyal masukan berupa sinus dengan *voltage peak to peak* (VPP) sebesar 5 volt. Digunakan tegangan VPP 5 volt karena keluaran dari rangkaian pengkondisi sinyal sebesar 5 volt. Dari pengaturan tersebut, diketahui nilai frekuensi. Untuk mendapatkan periode data digunakan

$$\text{rumus } T = \frac{1}{f} .$$

Dalam penentuan *time sampling* pada arduino, perlu ditetapkan jumlah data yang diambil sebagai data ADC. Perhitungan *time sampling* dilakukan berdasarkan rumus berikut.

$$\frac{n}{1} = \frac{T}{ts}$$

Notasi *n* melambangkan jumlah data yang diambil sebagai data ADC yang akan dihitung dalam transformasi *fourier* khusus. Angka satu merupakan pembanding pada setiap data. Notasi *T* adalah periode data yang muncul. Notasi *ts* adalah *time sampling* yang dicari. Pada program arduino *ts* dalam bentuk *delay*.

3.6 Pengolahan Sinyal EMG Menggunakan Transformasi *Fourier* Khusus

Pengendalian kursi roda elektrik menggunakan sinyal otot diolah menggunakan metode transformasi *fourier* khusus. Pengolahan sinyal otot tersebut dilakukan pada mikrokontroller arduino due. Untuk mempermudah perhitungan, digunakan *software* MATLAB. Sinyal otot diambil menggunakan osiloskop digital GW instek pada setiap *channel* dengan gerakan tertentu. Data dari osiloskop tersebut digunakan untuk mencari spektrum sinyal. Hasil spektrum sinyal akan dijadikan *input* frekuensi untuk mendapatkan parameter. Parameter ini digunakan dalam perhitungan transformasi *fourier* khusus. Setelah perhitungan selesai, dilakukan klasifikasi data yang akan digunakan sebagai kontrol gerak kursi roda elektrik.

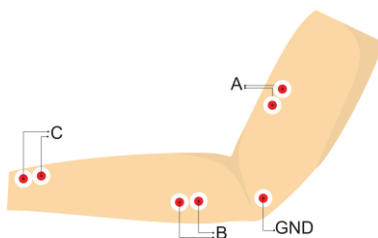
3.6.1 Pengambilan Data Sinyal EMG Menggunakan Osiloskop

Pengambilan data dimulai dengan penempelan sensor EMG pada setiap *channel*. Selanjutnya pada setiap *channel* dihubungkan dengan pengkondisi sinyal. Sinyal EMG masuk dalam *port input* pengkondisi sinyal. *Output* dari pengkondisi sinyal tersebut dihubungkan dengan *probe* osiloskop digital GW instek.

Terdapat tiga *channel* penempelan elektroda seperti Gambar 3.13. *Channel A* merupakan otot bisep. *Channel B* merupakan otot *flexor carpi ulnaris*. *Channel C* merupakan otot ulna. Elektroda GND merupakan *ground* yang diletakkan pada bagian lengan dengan tulang meninol. *Channel A* dan *C* diletakkan pada lengan kanan, sedangkan *channel B* diletakkan pada lengan kiri. Hal ini tujuan agar data ADC pada ketiga *channel* dapat bersifat independen. Pada setiap *channel*

tersebut dilakukan gerakan yang berbeda. Pada otot *bicep* dilakukan gerakan fleksi-ekstensi. Pada otot *ulna* dilakukan gerakan palmar fleksi-dorso fleksi. Pada otot *flexor carpi ulnaris* dilakukan gerakan supinasi-pronasi. Data setiap gerakan di setiap *channel* pada osiloskop disimpan pada *SD card*. Data yang tersimpan berupa data dalam *microsoft excel*.

Selanjutnya dilakukan sinkronisasi data dengan waktu *sampling* pada osiloskop. Data tersebut akan diolah menggunakan *software* MATLAB untuk mendapatkan spektrum sinyal.

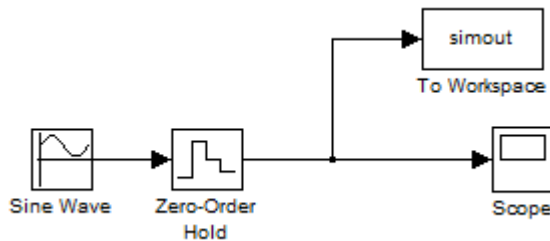


Gambar 3.13 Penempelan Elektroda

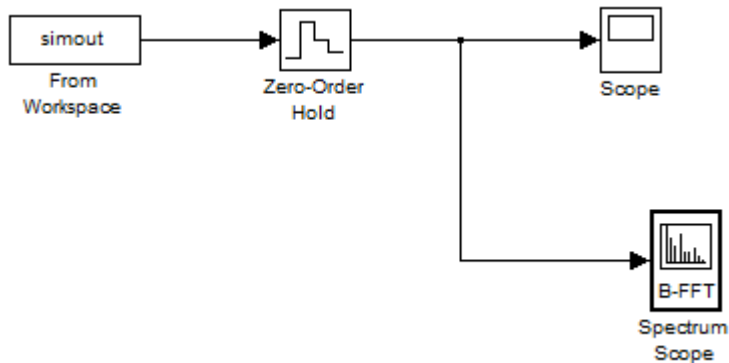
3.6.2 Pengolahan Spektrum Sinyal EMG Menggunakan MATLAB

Sinyal *electromyography* memiliki bentuk spektrum sinyal yang berbeda pada setiap *channel*. Spektrum sinyal merupakan sinyal dengan frekuensi dominan yang akan diolah untuk dimasukkan ke dalam rumus transformasi *fourier* khusus. Perancangan pengolahan sinyal otot ini diperlukan untuk dijadikan program dalam mikrokontroler arduino due untuk menggerakkan kursi roda elektrik.

Data pengambilan sinyal *electromyography* menggunakan osiloskop berupa data waktu dan tegangan. Selanjutnya data tersebut dimasukkan pada MATLAB untuk diolah. Pada pengolahan tersebut dibutuhkan blok diagram dalam SIMULINK. Penyimpanan data menggunakan osiloskop menampilkan semua data pada sepuluh time/div. Sedangkan tidak di semua waktu tersebut muncul data sinyal *electromyography*. Sehingga dibutuhkan program pada MATLAB untuk mendapatkan sinyal *electromyography* yang akan diolah untuk menemukan spektrum sinyal tersebut. Pemrograman dilakukan pada M-File seperti pada Lampiran A.6. Program tersebut juga akan memanggil hasil perhitungan spektrum pada SIMULINK.



Gambar 3.14 Pengolahan Sinyal Input



Gambar 3.15 Pengolahan Output Spektrum Sinyal EMG

Terdapat dua SIMULINK yang digunakan untuk mengolah sinyal *electromyography*. Pada Gambar 3.14 merupakan SIMULINK yang digunakan untuk memasukkan sinyal sinus pada *workspace* sehingga data yang telah diambil menggunakan osiloskop dapat tersimpan pada *workspace*. Pada Gambar 3.15 merupakan SIMULINK yang digunakan untuk menampilkan spektrum frekuensi dengan *spectrum scope*. Kedua SIMULINK ini berhubungan dengan program pada M-File sehingga hanya data sinyal EMG yang diolah dan didapatkan spektrum sinyalnya.

Spektrum sinyal merupakan frekuensi dominan pada grafik sinyal yang keluar dari *spectrum scope*. Untuk mengetahui spektrum sinyalnya, digunakan metode grafis dengan menarik garis vertikal pada frekuensi dominan di atas 0 dB. Hasil spektrum yang telah didapat dijadikan rekomendasi untuk memilih alat pengkondisi sinyal sebagai *filter* pada *channel* tertentu.

3.6.3 Penentuan Alat Pengkondisi Sinyal yang Digunakan

Data gerak pada setiap *channel* menghasilkan spektrum sinyal *electromyography* dalam satuan *hertz*. Setiap *channel* memiliki spektrum yang berbeda walaupun dalam *range* yang kecil. Spektrum sinyal merupakan sinyal dengan frekuensi dominan yang akan diolah untuk dimasukkan ke dalam rumus transformasi *fourier* khusus.

Terdapat empat alat pengkondisi sinyal. Pada setiap pengkondisi sinyal dilakukan pengambilan data yang sama dengan gerakan yang sama, dan pada *channel* yang sama. Pada Tugas Akhir ini digunakan tiga *channel* penempatan elektroda. Sehingga, dari empat alat pengkondisi sinyal yang ada, hanya akan digunakan tiga. Penentuan alat pengkondisi sinyal yang digunakan berdasarkan pada hasil spektrum sinyal EMG pada masing-masing alat pengkondisi sinyal tersebut. Alat pengkondisi sinyal yang memiliki banyak frekuensi dominan dan memiliki variasi di antara alat pengkondisi sinyal yang lain, akan digunakan pada Tugas Akhir ini. Setiap alat digunakan untuk mengolah satu *channel* elektroda. Pemilihan alat yang digunakan untuk *channel* tertentu berdasarkan pada hasil spektrum sinyal pada *channel* tersebut.

3.6.4 Parameter pada Perhitungan Transformasi *Fourier* Khusus

Berdasarkan rumus transformasi *fourier* khusus $\phi\theta = Y$, parameter merupakan nilai ϕ . Nilai parameter adalah nilai konstanta pengali yang pada rumus tersebut dinotasikan dalam $(\phi^T \phi)^{-1} \phi^T$. Konstanta pengali digunakan sebagai nilai yang dituliskan pada mikrokontroler arduino due. Nilai tersebut berupa matriks. Dalam mikrokontroler, ϕ dioperasikan dengan *theta* dan nilai ADC berdasarkan gerakan otot lengan.

Berdasarkan metode transformasi *fourier* khusus, penjabaran rumus parameter sebagai berikut :

$$\phi\theta = Y$$

Karena ϕ bukan matriks simetris, maka parameter *fourier* dapat dirumuskan menggunakan pseudoinvers seperti pada persamaan (3.4)

$$\theta = (\phi^T \phi)^{-1} \phi^T Y$$

Di mana :

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & \alpha_{11} & \beta_{12} & \alpha_{13} & \beta_{14} & \dots & \dots & \alpha_{114} & \beta_{115} \\ 1 & \alpha_{21} & \beta_{22} & \alpha_{23} & \beta_{24} & \dots & \dots & \alpha_{214} & \beta_{215} \\ 1 & \alpha_{31} & \beta_{32} & \alpha_{33} & \beta_{34} & \dots & \dots & \alpha_{314} & \beta_{315} \\ 1 & \alpha_{41} & \beta_{42} & \alpha_{43} & \beta_{44} & \dots & \dots & \alpha_{414} & \beta_{415} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & \alpha_{101} & \beta_{102} & \alpha_{103} & \beta_{104} & \dots & \dots & \alpha_{1014} & \beta_{1015} \end{bmatrix}$$

$$\theta = \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ b_1 \\ a_2 \\ b_2 \\ \dots \\ \dots \\ a_5 \\ b_5 \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \\ Y_4 \\ Y_5 \\ \dots \\ \dots \\ Y_{14} \\ Y_{15} \end{bmatrix}$$

Secara umum, parameter (θ) dapat dirangkum sebagai berikut.

$$\begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ b_1 \\ a_2 \\ b_2 \\ \dots \\ \dots \\ a_5 \\ b_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \alpha_{115} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \alpha_{215} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \alpha_{315} \\ \alpha_{41} & \alpha_{42} & \alpha_{43} & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \alpha_{415} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \alpha_{111} & \alpha_{112} & \alpha_{113} & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \alpha_{1115} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \\ Y_4 \\ Y_5 \\ \dots \\ \dots \\ Y_{14} \\ Y_{15} \end{bmatrix}$$

Untuk mendapatkan nilai parameter, digunakan perhitungan tersebut dengan bantuan *software* MATLAB. Dilakukan pemrograman pada M-File seperti pada Lampiran A.7. Pada program tersebut dimasukkan lima frekuensi yang telah ditentukan. Frekuensi tersebut merupakan frekuensi dominan hasil pengolahan sinyal EMG yang mewakili semua spektrum sinyal pada semua *channel*.

3.6.5 Pengambilan Data Menggunakan Arduino

Setelah didapatkan rekomendasi alat pengkondisi sinyal pada *channel* tertentu berdasarkan spektrum sinyal dengan *software*

MATLAB, selanjutnya dilakukan pengambilan data sinyal EMG menggunakan mikrokontroler arduino due. Pengambilan data ini sesuai dengan cara pengambilan data pada osiloskop. Sesuai dengan rekomendasi berdasarkan analisa spektrum sinyal EMG, *channel* satu untuk otot bisept, *channel* dua untuk otot *flexor carpi ulnaris*, dan *channel* tiga untuk otot *ulna*. Pengambilan data berdasarkan *time sampling (delay)* seperti yang telah didapatkan. Data ditampilkan pada *serial print software* arduino.

Pengambilan data pertama menggunakan program dengan *time sampling* 100 ms seperti pada Lampiran A.8. Hasil data tersebut ditampilkan pada *serial print* arduino. Tidak ada jumlah data yang diambil pada kurun waktu tertentu. Data diambil secara terus menerus. Proses ini digunakan untuk mengetahui *magnitude* data ADC minimal pada masing-masing *channel*.

Pengambilan data kedua dilakukan dengan program yang hanya menampilkan data yang diinginkan dengan nilai *magnitude* minimal seperti pada Lampiran A.9. Hasil pengambilan data tersebut ditampilkan pada *serial print* arduino. Pada program ini, semua pembacaan ADC arduino diambil dengan *delay* 5 ms namun tidak disimpan. Selanjutnya, sesuai dengan *magnitude* ADC minimal pada masing-masing *channel*, data kembali diambil dengan *delay* 100 ms dan ditampilkan pada *serial print* arduino. Data yang diambil merupakan data ADC yang berfungsi sebagai nilai Y pada rumus transformasi *fourier* khusus $\phi P = Y$.

3.6.6 Penentuan Nilai Pembanding

Nilai pembanding merupakan nilai pasti hasil perhitungan transformasi *fourier* khusus. Sesuai dengan rumus $\phi P = Y$, telah didapatkan nilai parameter (ϕ) dan nilai Y. Pada Tugas Akhir ini ditetapkan tiga *channel* penempatan elektroda untuk kontrol gerak kursi roda elektrik. Sehingga, melalui rumus tersebut, akan didapatkan tiga komponen *fourier* dengan rumus $\sqrt{a_i^2 + b_i^2}$ untuk i adalah nilai komponen *fourier* ke sekian.

Terdapat lima data pada masing-masing komponen *fourier* karena terdapat lima input frekuensi pada perhitungan transformasi *fourier* khusus tersebut. Terdapat tiga komponen *fourier*, sehingga terdapat lima belas data untuk satu gerakan sinyal otot. Untuk mendapatkan data yang valid, dilakukan tiga kali pengambilan data dan tiga kali perhitungan

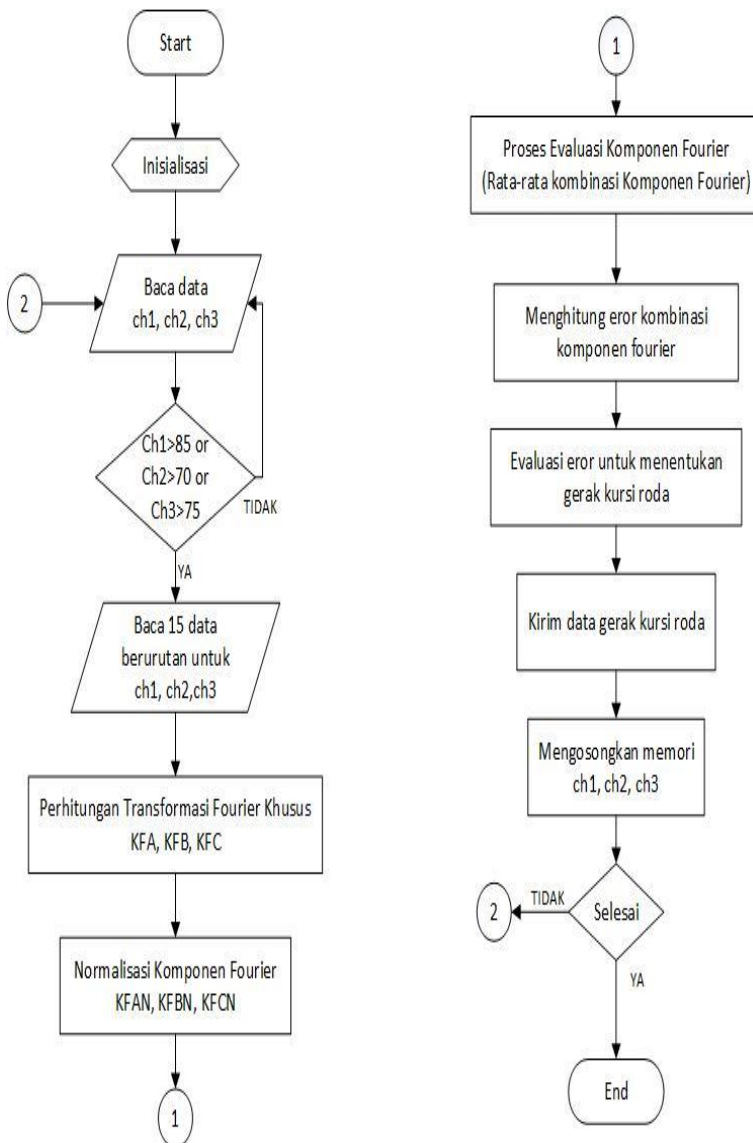
transformasi *fourier* khusus pada masing-masing gerakan otot. Masing-masing data memiliki tiga komponen *fourier*. Masing-masing data dicari nilai rata-rata komponen *fourier* berdasarkan gerakan otot tertentu. Hasil rata-rata itulah yang ditulis pada mikrokontroler arduino dua sebagai nilai pembanding.

Nilai komponen *fourier* ini dibandingkan dengan perhitungan transformasi *fourier* khusus pada setiap gerakan otot lengan. Setiap saat arduino akan mengambil data ADC berdasarkan gerakan lengan manusia. Data tersebut akan menjadi nilai Y pada perhitungan transformasi *fourier* khusus. Setiap data yang diolah memiliki nilai yang berbeda-beda. Nilai *error* yang telah ditentukan akan dikirimkan pada modul radio menuju mikrokontroler arduino mega untuk menggerakkan kursi roda elektrik sesuai dengan program yang ditentukan.

3.7 Perancangan Program

Dalam pembuatan alat ini, *software* yang dipakai untuk menggerakkan kursi roda adalah Arduino IDE 1.6.9. Pada Gambar 3.16 menunjukkan program untuk mengendalikan kursi roda elektrik berdasarkan gerakan otot lengan. Pertama dilakukan pembacaan data ADC. Hanya nilai ADC dengan batas *magnitude* tertentu yang akan disimpan dan diproses. Perhitungan data dimulai dengan menghitung nilai *theta*. Selanjutnya hasil perhitungan tersebut masuk ke dalam perhitungan komponen *fourier* pada setiap *channel*.

Setiap *channel* memiliki hasil data yang berbeda sehingga harus dilakukan normalisasi agar semua data pada satu *channel* komponen *fourier* apabila dijumlahkan hasilnya sama dengan satu. Hal itu ditujukan agar semua data setara. Selanjutnya hasil perhitungan tersebut dijadikan nilai pembanding. Setiap saat dilakukan pengambilan data ADC yang kemudian diolah berdasarkan transformasi *fourier* khusus. Gerak kursi roda dikendalikan berdasarkan besar nilai *error* komponen *fourier* setiap gerakan otot dengan data yang telah ditulis pada mikrokontroler arduino dua.



Gambar 3.16 Flowchart Program Kontrol Kursi Roda

BAB IV

HASIL IMPLEMENTASI ALAT

Untuk mengetahui apakah tujuan-tujuan dari pembuatan alat ini telah sesuai dengan yang diharapkan atau tidak, maka dilakukan pengujian dan analisa terhadap alat yang telah dibuat.

4.1 Cara Kerja Alat

Alat yang telah dibuat yaitu kursi roda elektrik dengan kendali sinyal *electromyograph* pada otot bagian lengan dengan pengolahan sinyal EMG menggunakan transformasi *fourier* khusus. Cara kerja dari alat tersebut yaitu pengguna dapat menjalankan kursi roda dengan cara menggerakkan lengan tangan pengguna. Untuk menjalankan kursi roda ke arah maju dilakukan gerakan pergelangan tangan kanan dorso fleksi. Untuk gerak mundur dilakukan gerakan pergelangan tangan kanan dorso fleksi dan pergelangan tangan kiri palmar fleksi. Gerak kursi roda belok kiri dilakukan dengan menggerakkan pergelangan tangan kanan dorso fleksi dan lengan tangan kanan melakukan gerakan fleksi. Gerak kursi roda belok kanan dilakukan dengan menggerakkan pergelangan tangan kiri dorso fleksi. Untuk membuat kursi roda berhenti dilakukan gerakan kombinasi, yaitu lengan tangan kanan dan tangan kiri melakukan gerakan fleksi dan pergelangan tangan kanan dan tangan kiri bergerak dorso fleksi.



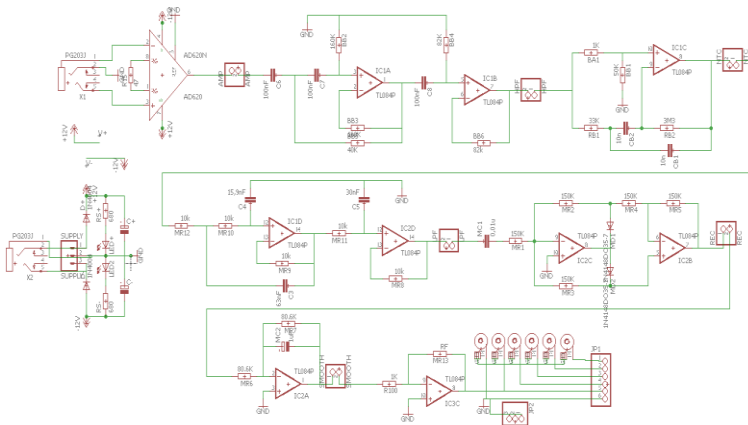
Gambar 4.1 Hasil Perancangan Kursi Roda Elektrik dengan Sensor EMG

Sinyal yang memiliki beda potensial ini ditangkap oleh sensor EMG, kemudian dikuatkan dan difilter oleh rangkaian pengkondisi sinyal supaya dapat terbaca oleh arduino. Sinyal tersebut diolah menggunakan metode transformasi *fourier* khusus. Nilai *error* komponen *fourier* dijadikan sebagai nilai kontrol gerak kursi.

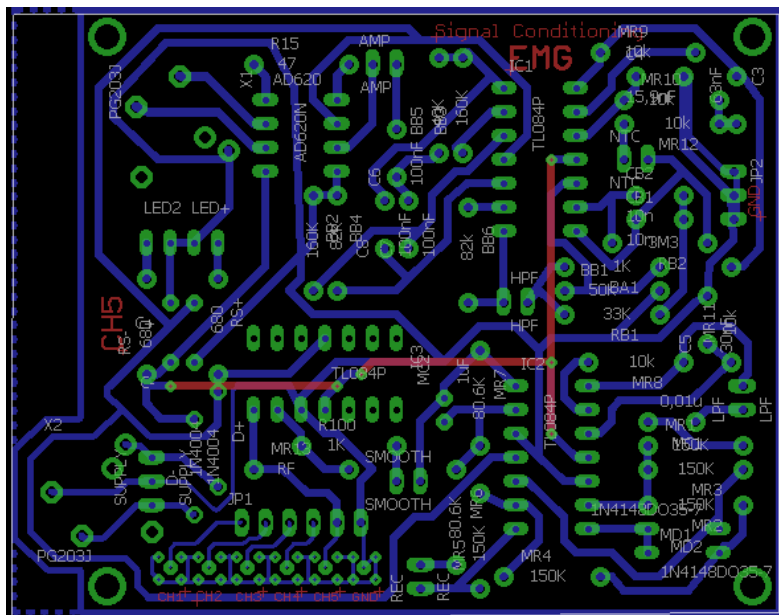
Arduino memberikan *output* kepada *driver* motor berupa PWM untuk mengatur kecepatan motor. Terdapat dua buah motor yang digunakan pada masing-masing roda belakang. Kedua motor diberi *input* daya dari masing-masing *driver* motor yang berbeda. Kedua motor akan menerima *input* yang berbeda apabila kursi roda sedang berbelok. Apabila kursi roda sedang berbelok ke kiri maka roda kanan akan diberi putaran yang lebih oleh motor dibandingkan dengan motor pada roda kiri.

4.2 Pengujian Rangkaian Pengkondisi Sinyal Otot

Pada subbab ini dijelaskan mengenai pengujian rangkaian pengkondisi sinyal seperti yang telah dibahas pada Bab 3. Hasil skematik dari rancangan alat pengkondisi sinyal ditampilkan pada Gambar 4.2, sedangkan hasil *routing* rangkaian pada *software* eagle terdapat pada Gambar 4.3. Pengujian dilakukan secara bertahap pada masing-masing rangkaian sehingga diketahui kekurangan-kekurangan untuk dapat diperbaiki. Dari empat alat rangkaian pengkondisi sinyal, pada bab ini hanya menampilkan pengujian pengkondisi sinyal pada satu alat, dikarenakan kesamaan perancangan rangkaian.



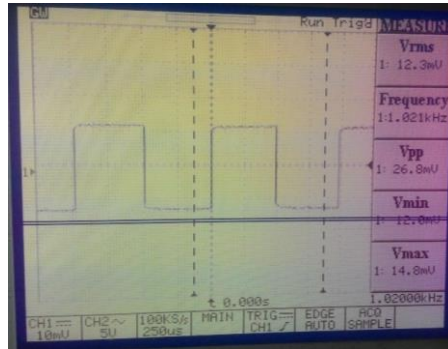
Gambar 4.2 Skematik Rangkaian Pengkondisi Sinyal



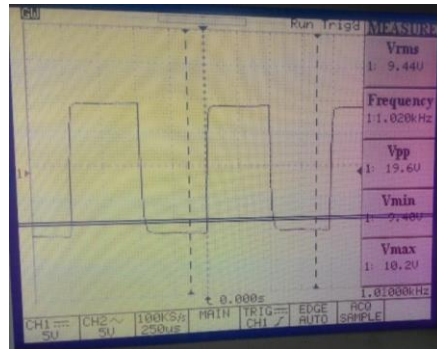
4.2.1 Pengujian Rangkaian *Instrumentation Amplifier*

Pengujian penguat instrumentasi dilakukan dengan penguatan yang diatur menjadi 1000 kali. Pengujian tersebut dilakukan menggunakan osiloskop digital GW instek dengan tipe gds 0412 dan dengan menggunakan *function* generator digital. Dimana pada penguat instrumentasi ini linearitas penguatan diuji pada $R_G = 47 \text{ Ohm}$. Dimana *noise* yang muncul pada sinyal memiliki amplitudo yang hampir sama. Sehingga dapat disimpulkan bahwa semakin besar tegangan *input* semakin baik nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR).

Seperti pada Gambar 4.4 ditunjukkan bahwa nilai volt *peak to peak* input pada rangkaian penguat instrumentasi yaitu 26,8 mV. Sedangkan nilai volt *peak to peak output* yaitu 19,6 V. Sinyal *output* dari rangkaian penguat instrumen di tunjukkan pada gambar Gambar 4.5.



Gambar 4.4 Input Rangkaian Instrumentation Amplifier AD620



Gambar 4.5 Output Rangkaian Instrumentation Amplifier AD620

Sehingga dengan R_g 47 Ω didapatkan penguatan sebesar 731 V, yang didapatkan berdasarkan perhitungan berikut:

$$\frac{V_{pp \text{ output}}}{V_{pp \text{ input}}} = \frac{19,6 \text{ V}}{26,8 \text{ mV}} = 731 \text{ V}$$

Sehingga didapatkan nilai *error* sebesar 36,8%. Nilai *error* tersebut dikarenakan toleransi yang dimiliki setiap komponen yang digunakan. Perhitungan prosentase *error* yaitu sebagai berikut:

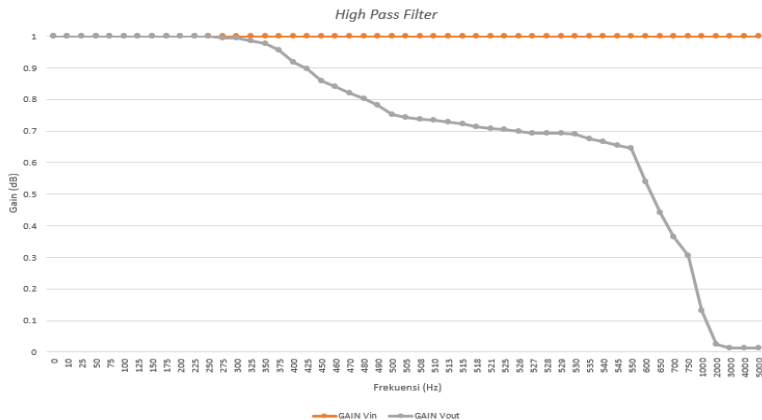
$$\text{Error} = \frac{\text{nilai (terbaca)} - \text{nilai (absolut)}}{\text{nilai (terbaca)}} \times 100\%$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{731 - 1000}{731} \times 100\% \\
 &= \frac{-269}{731} \times 100\% \\
 &= 36,8\%
 \end{aligned}$$

4.2.2 Pengujian Rangkaian *High Pass Filter* 20 Hz

Pengujian rangkaian ini menggunakan osiloskop digital GW instek dan *function* generator digital. Pengujian ini dilakukan dengan memberikan sinyal masukan berupa gelombang sinus 2 Vpp dengan *range* frekuensi 0 – 200 Hz.

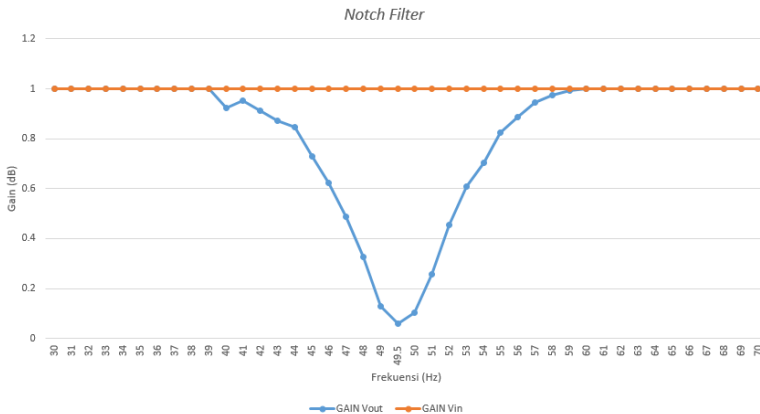
Dari hasil pengukuran *High Pass Filter* 20 Hz seperti pada Gambar 4.6 dihasilkan data yang sesuai dengan yang diharapkan seperti pada teori. Untuk data selengkapnya telah dilampirkan pada Lampiran A.1. Dimana besarnya tegangan masukan terus bertambah ketika frekuensi dinaikkan sampai 200 Hz. Penambahan ini tampak signifikan ketika frekuensi dinaikkan melebihi 20 Hz, diharapkan dengan filter ini maka sinyal *noise* yang berada pada frekuensi kurang dari 20 Hz akan diredam sedangkan untuk frekuensi yang lebih dari 20 Hz akan diteruskan.



Gambar 4.6 Pengujian *High Pass Filter* 20 Hz

4.2.3 Pengujian Rangkaian *Notch Filter* 50 Hz

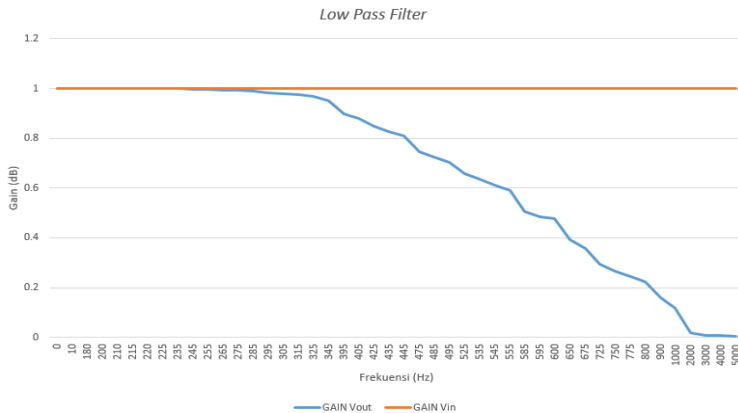
Pengujian rangkaian *Notch Filter* 50 Hz memiliki frekuensi masukan 30 – 70 Hz. Sinyal masukan berkurang sekitar 0,1 – 0,94 V. Semakin mendekati 50 Hz pengurangan sinyal masukan semakin besar dan puncak dari besarnya pengurangan adalah pada saat frekuensi 50 Hz yaitu sebesar 0,94 V sehingga sinyal *output* menjadi 0,058 V, setelah frekuensi dinaikkan maka sinyal keluaran semakin bertambah mendekati 1,03 V. Dan dapat dibuat grafik seperti pada Gambar 4.7. Untuk data selengkapnya telah dilampirkan pada Lampiran A.2.



Gambar 4.7 Pengujian *Notch Filter* 50 Hz

4.2.4 Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* 500 Hz

Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan memberikan sinyal masukan berupa gelombang sinus 2 Vpp dengan *range* frekuensi 50 – 500 Hz. Besarnya tegangan masukan terus berkurang ketika frekuensi dinaikkan sampai 500 Hz. Pengurangan ini tampak signifikan ketika frekuensi dinaikkan melebihi 500 Hz. Dengan filter ini sinyal *noise* yang berada pada frekuensi lebih dari 500 Hz akan diredam sedangkan untuk frekuensi yang kurang dari 500 Hz akan diteruskan. Dihasilkan data yang sesuai dengan yang diharapkan seperti pada teori. Untuk data selengkapnya telah dilampirkan pada Lampiran A.3. Dan dapat dibuat grafik seperti pada Gambar 4.8.



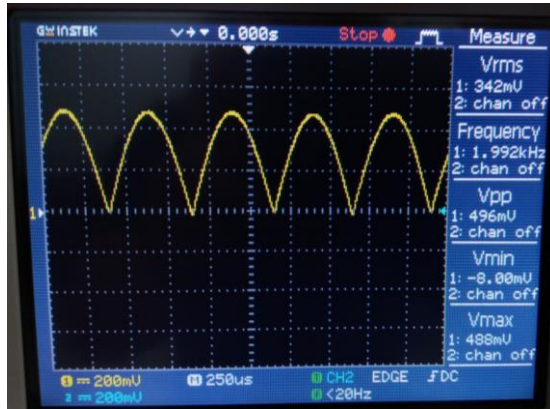
Gambar 4.8 Pengujian *Low Pass Filter* 500 Hz

4.2.5 Pengujian Rangkaian *Rectifier*

Rangkaian *rectifier* ditunjukkan pada Gambar 3.7. Terlihat bahwa rangkaian ini menggunakan tahanan-tahanan yang sama dan mempunyai resistansi masukan yang sama dengan R yaitu $150\text{K } \Omega$. Pada saat tegangan masukan positif, dioda D_p akan dialiri arus dan dua Op-amp A dan B bekerja sebagai pembalik. Sehingga tegangan keluaran V_o sama dengan E_i . Pada saat tegangan masukan negatif, dioda D_n akan dialiri arus dan Op-amp B bekerja sebagai pembalik.



Gambar 4.9 *Input Rangkaian Rectifier*



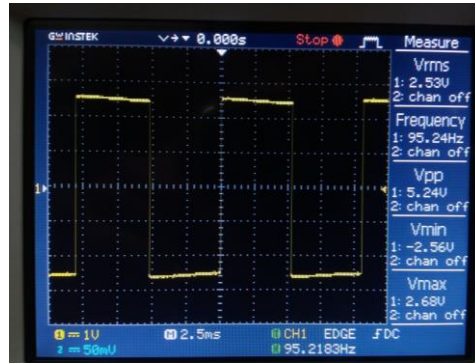
Gambar 4.10 Output Rangkaian Rectifier

Tegangan keluaran V_o sama dengan harga mutlak dari E_i . *Input* gelombang pengujian *rectifier* berupa gelombang sinus seperti ditunjukkan oleh Gambar 4.9. Bentuk gelombang keluaran dari rangkaian *rectifier* ditunjukkan pada Gambar 4.10 memperlihatkan bahwa V_o selalu berpolaritas positif dan sama dengan harga mutlak tegangan masukannya. Agar keluaran-keluaran negatif untuk tiap polaritas E_i bisa diperoleh dengan membalik kedua arah dioda.

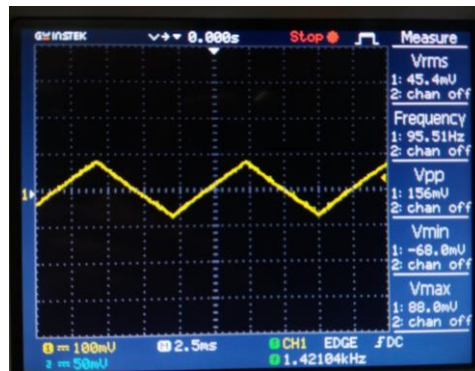
4.2.6 Pengujian Rangkaian Integrator

Digunakan rangkaian *integrator* karena pada rangkaian ini terdapat kapasitor yang umpan-baliknya diisi oleh arus tetap yang dapat dikendalikan dengan mudah oleh sumber tegangan yang ter-ground. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.8, dalam memfilter rangkaian DC digunakan kapasitor elko 1 μF .

Seperti yang telah dijelaskan pada Subbab 3.3.6, rangkaian *integrator* yang digunakan pada rangkaian tersebut, menghasilkan sinyal segitiga dari *input* yang berupa sinyal kotak. Untuk menguji filter pada rangkaian *integrator* diberi *input* gelombang kotak seperti pada Gambar 4.11. Setelah difilter dengan *integrator*, *output* menjadi gelombang segitiga seperti pada Gambar 4.12. Perubahan bentuk sinyal *output* tersebut didapatkan berdasarkan fungsi integral dari tegangan pada sinyal *input*.



Gambar 4.11 Input Rangkaian Integrator



Gambar 4.12 Output Rangkaian Integrator

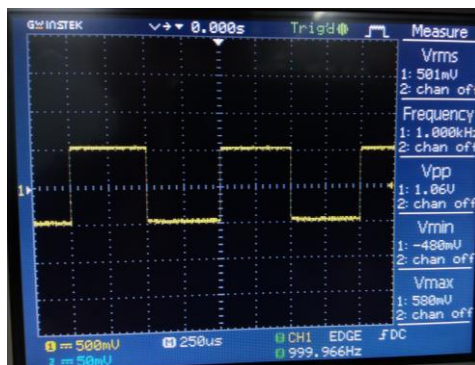
$$V_{out} = -\frac{1}{R_{in}C} \int_0^t V_{in} dt = -\int_0^t V_{in} \frac{dt}{R_{in}C}$$

Pada sinyal *output* merupakan penjumlahan *rising edge* dan penjumlahan *falling edge* dari sinyal *input*. Sumber arus tetap yang membangkitkan tegangan yang melewati kapasitor akan langsung naik bersama lewatnya waktu. Sehingga dihasilkan bentuk gelombang yang linear terhadap waktu.

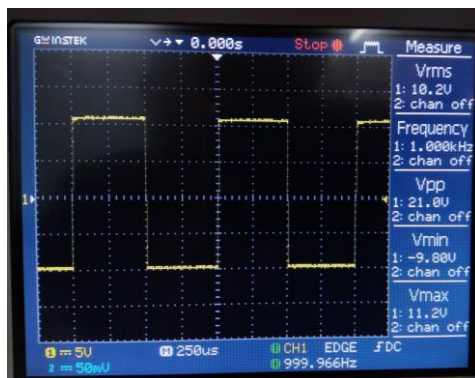
4.2.7 Pengujian Rangkaian Penguat *Inverting*

Sinyal *input* pada rangkaian penguat *inverting* ditunjukkan pada Gambar 4.13. Pada gambar tersebut terlihat *voltage peak-to-peak input*

pada rangkaian penguat *inverting* sebesar 1,06 V. Sinyal tersebut dikuatkan sebesar 20 kali sesuai perhitungan pada Subbab 3.2.7. Pada Gambar 4.14 menunjukkan sinyal *output* rangkaian *inverting*. Pada gambar tersebut menunjukkan bahwa sinyal telah dikuatkan, terlihat dari nilai *voltage peak-to-peak output* nya sebesar 21,0 V.



Gambar 4.13 *Input* Rangkaian Penguat *Inverting*



Gambar 4.14 *Output* Rangkaian Penguat *Inverting*

Berdasarkan hasil pengujian tersebut, rangkaian penguat *inverting* dapat menguatkan sinyal sebesar 19,81 kali. Sehingga didapatkan nilai *error* sebesar 0,96%. Nilai *error* tersebut dikarenakan toleransi yang dimiliki setiap komponen yang digunakan. Perhitungan prosentase *error* yaitu sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Error} &= \frac{\text{nilai (terbaca)} - \text{nilai (absolut)}}{\text{nilai (terbaca)}} \times 100\% \\
 &= \frac{19,81 - 20}{19,81} \times 100\% \\
 &= 0,96\%
 \end{aligned}$$

4.3 Time Sampling Arduino

Terdapat lima frekuensi yang dijadikan masukan dalam menghitung matriks konstan, sehingga terdapat sebelas parameter *fourier (theta)* yaitu : $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, b_1, b_2, b_3, b_4$, dan b_5 . Menurut parameter *fourier* tersebut, pengambilan data ADC paling sedikit adalah sebelas data. Pada Tugas Akhir ini, data yang diambil adalah lima belas data. Berdasarkan Gambar 4.13 *function* generator memberi masukan sinyal sinus dengan amplitudo 5 Vpp. *Output function* generator dihubungkan dengan osiloskop digital GW instek untuk melihat sinyal yang keluar benar-benar sinyal sinus.

Data pada osiloskop digital disimpan dalam SD card dengan data seperti pada Tabel 4.1. Pada data tersebut terdapat tiga puluh data. Apabila nilai ADC diplot menggunakan *microsoft excel*, maka grafiknya seperti pada Gambar 4.16. Data *output function* generator memiliki data sebanyak tiga puluh dan grafik berbentuk sinus. Pengukuran sinyal otot pada osiloskop memiliki grafik sinus positif seperti Gambar 4.17, sehingga hanya sinus positif yang digunakan untuk menentukan *time sampling*. Oleh karena itu, jumlah data yang digunakan sebanyak lima belas data.

Tabel 4.1 Data *Output Function* Generator pada Osiloskop

Data Ke-	Magnitude	Data Ke-	Magnitude
1	526	19	183
2	631	20	108
3	728	21	53
4	820	22	17
5	895	23	3
6	951	24	11
7	992	25	38

Data Ke-	Magnitude
8	1007
9	1003
10	974
11	928
12	859
13	777
14	683
15	580
16	475
17	370
18	272

Data Ke-	Magnitude
26	90
27	159
28	242
29	341
30	442

Berdasarkan Gambar 4.15, pada *function* generator menampilkan frekuensi 667,000 mHz. Untuk mengetahui periode data yang ada dilakukan perhitungan sebagai berikut :

$$667,000 \text{ mHz} = 0,667 \text{ Hz}$$

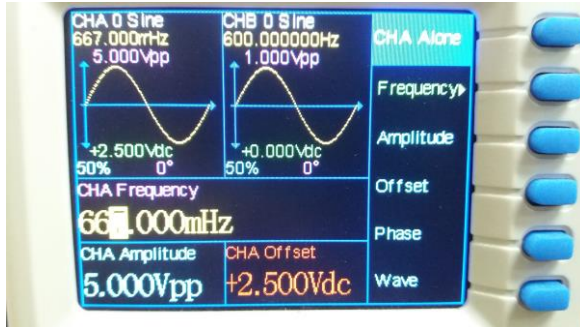
$$\begin{aligned}
 T &= \frac{1}{f} \\
 &= \frac{1}{0,667} \\
 &= 1,5
 \end{aligned}$$

Dari perhitungan di atas dapat diketahui periode data selama 1,5 detik. Untuk menentukan *time sampling* pada arduino pada setiap pengambilan data ADC digunakan rumus $\frac{n}{1} = \frac{T}{ts}$. Hasil *time sampling* arduino dihitung sebagai berikut.

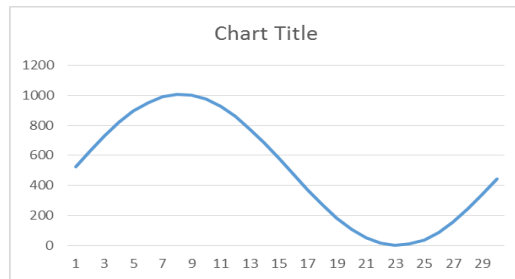
$$\begin{aligned}
 \frac{n}{1} &= \frac{T}{ts} \\
 \frac{15}{1} &= \frac{1,5}{ts} \\
 15ts &= 1,5
 \end{aligned}$$

$$t_s = 100$$

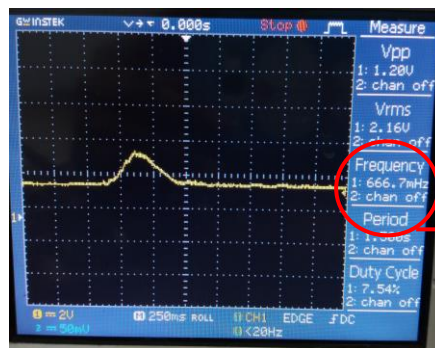
Berdasarkan perhitungan tersebut, diketahui nilai *time sampling* arduino untuk mengambil data ADC adalah 100 ms.



Gambar 4.15 Tampilan Function Generator Digital



Gambar 4.16 Grafik *Output Function Generator* pada Osiloskop



Frekuensi
Sampling
ADC

Gambar 4.17 Frekuensi *Sampling* ADC

Arduino due memiliki frekuensi *sampling* 1MSPS, dalam 20 kali proses *sampling* memiliki frekuensi maksimal 20 MHz. Untuk mengetahui nilai *sampling* ADC sinyal otot pada suatu *channel* dilakukan dengan pengambilan data otot dengan ditampilkan pada osiloskop digital. Berdasarkan Gambar 4.17 terlihat frekuensinya sebesar 666,7 mHz.

4.4 Hasil Pengambilan Data Sinyal EMG Menggunakan Osiloskop

Berdasarkan perancangan pengambilan data sinyal EMG, setiap alat pengkondisi sinyal dihubungkan dengan *channel* penempelan elektroda. Pada *port output* pengkondisi sinyal dihubungkan dengan *probe* osiloskop. Sinyal yang terlihat pada osiloskop lalu disimpan pada SD card. Data yang tersimpan pada SD card berupa gambar grafik sinyal seperti pada Gambar 4.18 dan data tegangan pada *microsoft excel*. Data gambar digunakan untuk mendapatkan nilai *time/div* untuk mendapatkan *time sampling* setiap data. Untuk mencari waktu pada satu data tegangan digunakan rumus berikut :

$$\frac{n}{1} = \frac{y}{x}$$

n = jumlah data tegangan

y = nilai *time/div*

x = nilai *time sampling*

Setiap gerakan otot menghasilkan grafik dan jumlah data tegangan yang berbeda. Pada subbab ini ditampilkan salah satu grafik pada alat pengkondisi sinyal tiga pada otot *ulna* yang digerakkan dengan gerakan palmar fleksi dan dorso fleksi ditunjukkan pada Gambar 4.18. Sinyal tersebut memiliki data tegangan sebanyak 4000 seperti terlihat pada Tabel di Lampiran A.4. Berdasarkan data tegangan dan grafik yang ada, dapat dihitung nilai *time sampling* sebagai berikut :

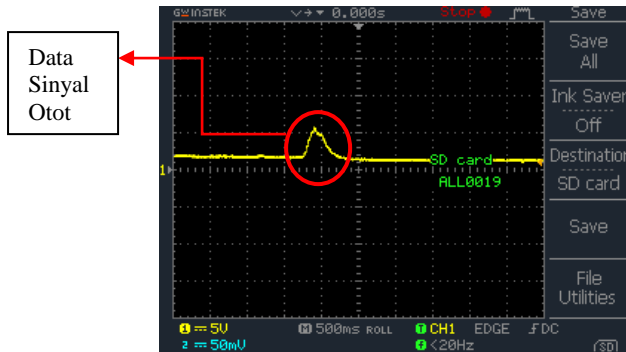
$$\frac{n}{1} = \frac{y}{x}$$

$$\frac{4000}{1} = \frac{5000}{x}$$

$$x = 1,25$$

Berdasarkan perhitungan tersebut, setiap tegangan memiliki *time sampling* 1,25 detik. Data waktu dan tegangan tersebut berguna untuk menemukan spektrum sinyal otot menggunakan software MATLAB. Perhitungan *time sampling* ini diterapkan pada semua alat pengkondisi

sinyal pada semua *channel* dengan gerakan fleksi-ekstensi, palmar fleksi-dorso fleksi, pronasi-supinasi, dan adduksi.



Gambar 4.18 Hasil Pengambilan Data Menggunakan Osiloskop

4.5 Hasil Analisa Spektrum

Pada subbab ini dijelaskan hasil analisa spektrum sinyal otot dengan *software* MATLAB. Analisa spektrum dilakukan berdasarkan data sinyal otot laki-laki berusia 21 tahun yang diambil menggunakan kabel koaksial dan kabel stimulator. Digunakan dua jenis kabel yang berbeda untuk mengetahui kabel yang baik sebagai media penyalur sinyal otot dari elektroda ke pengkondisi sinyal. Selain itu dilakukan pengambilan data otot perempuan berusia 21 tahun menggunakan kabel stimulator untuk mengetahui perbandingan spektrum sinyal laki-laki dan perempuan. Hasil analisa spektrum digunakan sebagai penentu frekuensi *input* untuk mendapatkan nilai parameter pada metode transformasi *fourier* khusus.

4.5.1 Hasil Analisa Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Koaksial

Analisa spektrum dilakukan untuk mengetahui spektrum sinyal (frekuensi yang dominan) pada sinyal otot pada masing-masing *channel*. Pada Tugas Akhir ini terdapat empat alat pengkondisi sinyal, sehingga dilakukan analisa spektrum sinyal otot di masing-masing *channel*. Data spektrum sinyal diambil dari orang sebagai berikut :

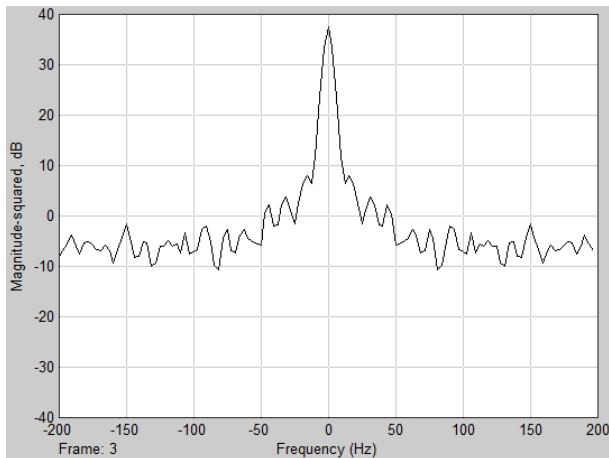
Nama : Darul Muslimin
Umur : 21 Tahun
Berat : 65 kg

Tinggi : 175 cm

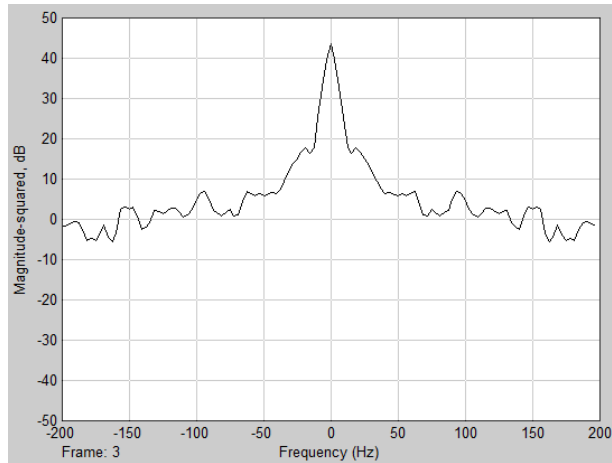
Kondisi : sehat

Data sinyal otot yang telah diambil menggunakan osiloskop kemudia diolah menggunakan MATLAB. Tampilan spektrum sinyal seperti terlihat pada Gambar 4.19. Gambar tersebut merupakan spektrum sinyal otot pada alat mengondisi sinyal satu yang diletakkan pada permukaan kulit pada otot *flexor carpi ulnaris*. Data tersebut diperoleh saat orang tersebut melakukan gerakan supinasi kuat. Gambar 4.20 merupakan grafik spektrum sinyal otot pada elektroda yang diletakkan pada otot *flexor carpi ulnaris* dengan gerakan supinasi kuat menggunakan alat pengkondisi sinyal 2. Gambar 4.21 dan 4.22 ditempatkan pada *channel* yang sama dengan gerakan yang sama menggunakan alat pengkondisi sinyal 3 dan 4.

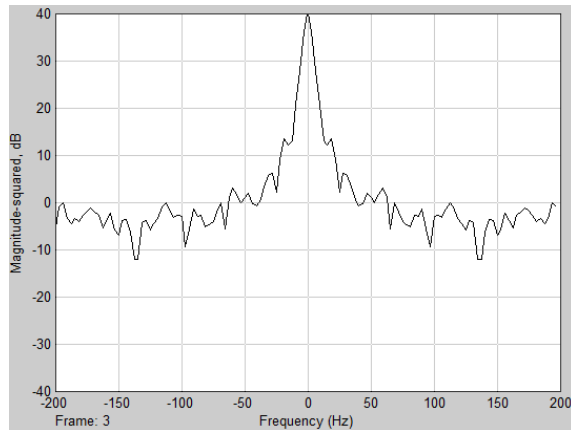
Dari gambar tersebut, terlihat bahwa spektrum sinyal memiliki kesamaan bentuk apabila elektroda diletakkan pada tempat yang sama dan dengan gerakan yang sama secara kasat mata. Untuk mengetahui lebih detail, maka digunakan analisa spektrum menggunakan metode grafis untuk mendapatkan frekuensi dominan pada masing-masing *channel*.



Gambar 4.19 Spektrum Otot *Flexor Carpi Ulnaris* Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 1



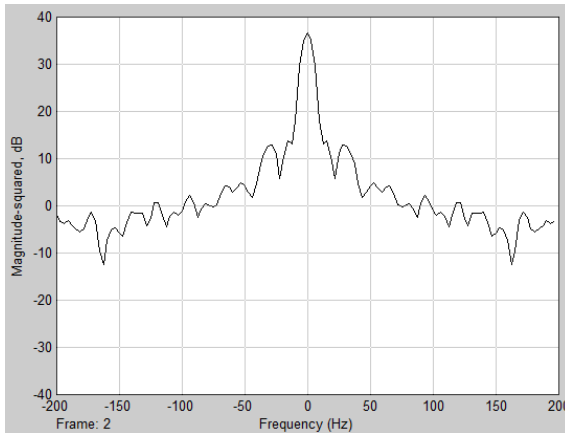
Gambar 4.20 Spektrum Otot Flexor Carpi Ulnaris Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 2



Gambar 4.21 Spektrum Otot Flexor Carpi Ulnaris Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 3

Pada Tugas Akhir ini telah dianalisa spektrum frekuensi pada orang yang sama di tiga *channel* menggunakan empat rangkaian alat pengkondisi sinyal. Pada subbab ini dijelaskan hasil spektrum sinyal menggunakan alat pengkondisi sinyal satu. Gambar analisa grafis hasil

spektrum sinyal pada alat pengkondisi sinyal dua, tiga, dan empat dapat dilihat pada Lampiran A.5



Gambar 4.22 Spektrum Otot Flexor Carpi Ulnaris Supinasi Kuat pada Pengkondisi Sinyal 4

Metode grafis dilakukan dengan memberikan skala pada frekuensi di grafik spektrum sinyal otot pada frekuensi yang bernilai positif. Kemudian ditarik garis horizontal pada *magnitude* di atas 0 dB ($\text{gain}=1$). Setelah itu ditarik garis vertikal pada frekuensi dominan. Data spektrum otot merupakan frekuensi dominan pada *magnitude* di atas 0 dB.

Perhitungan *gain* pada spektrum otot adalah dengan rumus $^{20}\log_{\text{gain}}$.

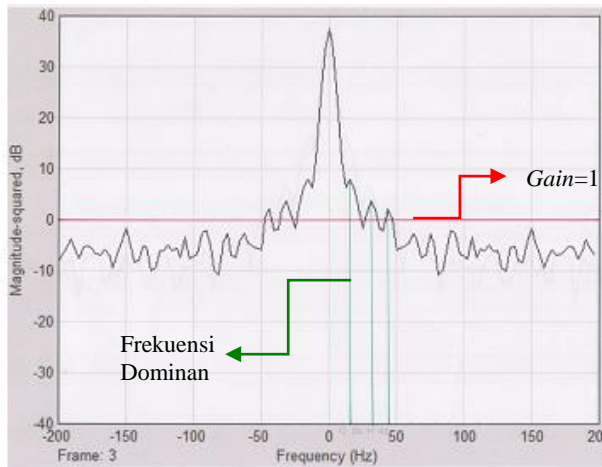
$$^{20}\log_{\text{gain}} = 0\text{dB}$$

$$\log_{\text{gain}} = \frac{0}{20} = 0$$

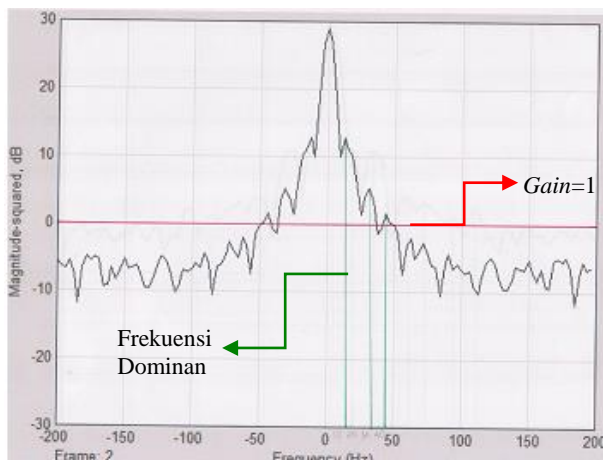
$$\text{gain} = 10^0 = 1$$

Spektrum otot diambil pada tiga titik penempelan elektroda. Pada masing-masing titik dilakukan satu jenis gerakan dengan kekuatan lemah dan kuat. Dilakukan dua kombinasi kekuatan otot dimaksudkan untuk mengetahui spektrum otot pada *channel* tersebut pada dua kondisi, yaitu lemah dan kuat. Spektrum otot nantinya akan dijadikan bahan untuk kendali gerak kursi roda. Apabila spektrum sinyal antara gerakan kuat dan lemah tidak jauh berbeda, maka penyandang

disabilitas tidak perlu menggerakkan otot dengan kuat untuk mengendalikan kursi roda.



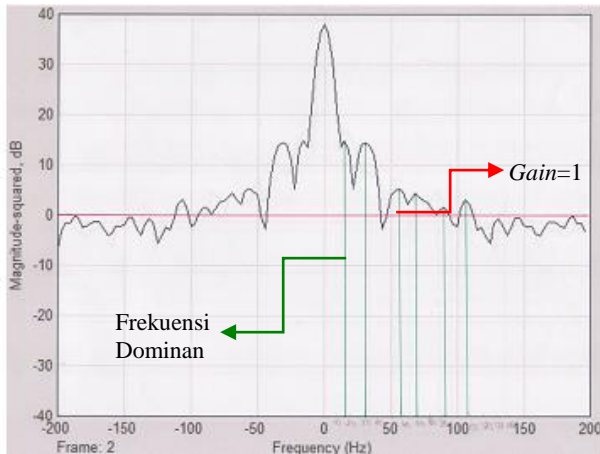
Gambar 4.23 Analisa Spektrum Otot *Flexor Carpi Ulnaris* Supinasi-Pronasi Kuat



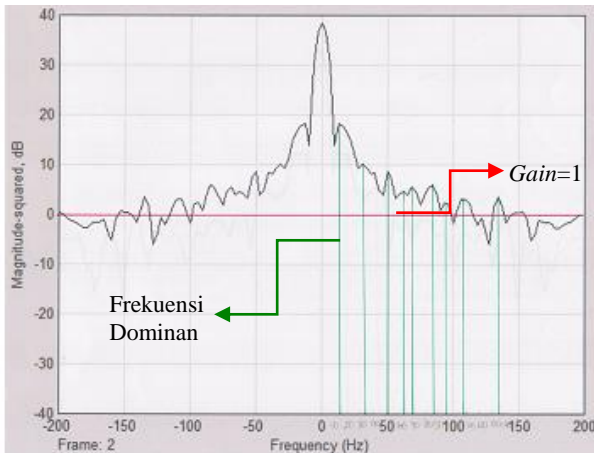
Gambar 4.24 Analisa Spektrum Otot *Flexor Carpi Ulnaris* Supinasi-Pronasi Lemah

Spektrum tersebut diambil pada saat sinyal otot muncul pada gerakan yang ditentukan. Gambar 4.23 dan Gambar 4.24 merupakan

spektrum sinyal otot *flexor carpi ulnaris* yang digerakkan secara supinasi terlebih dahulu, kemudian pronasi.

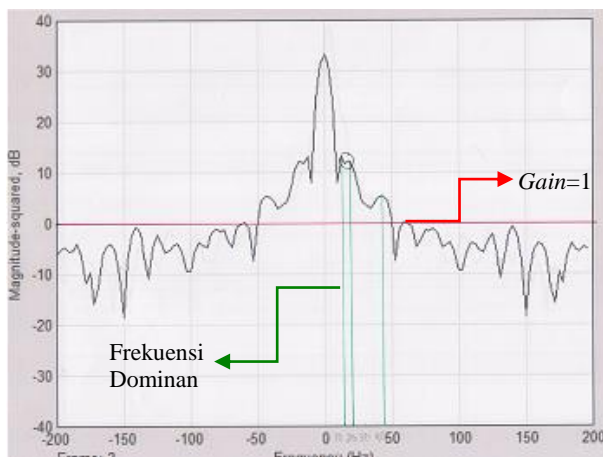


Gambar 4.25 Analisa Spektrum Otot *Bicep* Fleksi-Ekstensi Kuat



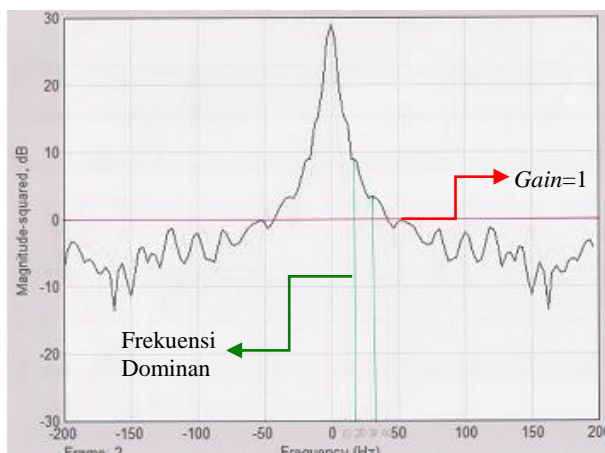
Gambar 4.26 Analisa Spektrum Otot *Bicep* Fleksi-Ekstensi Lemah

Pengambilan data berikutnya dilakukan pada otot *bicep* (lengan atas). Mulai-mula pada keadaan diam, lalu lengan digerakkan fleksi kemudian ekstensi. Spektrum sinyal otot *bicep* terlihat pada Gambar 4.25 dan Gambar 4.26.



Gambar 4.27 Analisa Spektrum Otot *Ulna* Palmar Fleksi-Dorso Fleksi Kuat

Data otot yang diambil merupakan data otot tangan sebelah kanan. Begitu juga dengan pengambilan data otot *ulna*. Pengambilan data dilakukan dengan merilekskan otot *ulna* kemudian melakukan gerakan palmar fleksi dan dorso fleksi. Spektrum sinyal dan analisa grafis otot *ulna* terdapat pada Gambar 4.27 dan 4.28. Analisa spektrum dilakukan pada semua alat pengkondisi sinyal.



Gambar 4.28 Analisa Spektrum Otot *Ulna* Palmar Fleksi-Dorso Fleksi Lemah

Pada Tugas Akhir menggunakan tiga *channel* elektroda. Namun terdapat empat alat pengkondisi sinyal, sehingga analisa spektrum ini sebagai penentu tiga alat pengkondisi sinyal yang digunakan.

Tabel 4.2 Hasil Rekapitulasi Spektrum

Alat	Kode	Spektrum (Hz)
1	A1	15, 33, 44
	B1	15, 33, 44
	C1	15, 30, 58, 70, 92, 108
	D1	14, 32, 50, 63, 70, 88, 95, 108, 135
	E1	15, 20, 44
	F1	18, 32
2	A2	20, 62, 75, 92, 118, 130, 148, 152
	B2	28, 58, 95
	C2	20, 30, 38, 58, 74, 90, 115
	D2	28, 45, 50, 64, 160
	E2	20, 32, 48, 62, 80, 98, 112, 130, 145, 160, 178, 192
	F2	20, 40, 58, 80, 128, 165
3	A3	20, 30, 49, 60
	B3	20, 35, 52, 70, 90, 100, 115, 132, 155
	C3	30, 40, 55, 70, 80
	D3	20, 30, 40, 52, 61, 72, 80, 90
	E3	38, 48, 82, 112, 162
	F3	30, 45, 62, 82, 118, 160
4	A4	15, 30, 52, 68, 95
	B4	12, 38, 42, 59, 74, 112, 150
	C4	25, 40, 50, 62, 82, 95, 102, 118, 160, 169, 178
	D4	18, 40, 53, 70
	E4	22, 38, 50, 65
	F4	42

Hasil rekapitulasi data spektrum pada semua alat pengkondisi sinyal dapat dilihat pada Tabel 4.2. Terdapat kode yang mempermudah dalam perhitungan dan pengelompokan data. A dan B merupakan kode untuk peletakan elektroda pada otot *flexor carpi ulnaris*. Kode A untuk gerakan supinasi-pronasi dengan tenaga kuat, sedangkan kode B untuk gerakan supinasi-pronasi dengan tenaga lemah. Kode C dan D merupakan kode untuk peletakan elektroda pada otot *bicep*. Kode C untuk gerakan fleksi-ekstensi menggunakan tenaga kuat, sedangkan kode D untuk gerakan fleksi-ekstensi menggunakan tenaga lemah. E dan F merupakan kode untuk peletakan elektroda pada otot *ulna*. Kode E

untuk gerakan palmar fleksi-dorso fleksi menggunakan tenaga kuat, sedangkan F untuk tenaga lemah. Penomoran satu sampai empat pada masing-masing kode untuk mempermudah untuk mengumpulkan data pada alat pengkondisi sinyal yang sama.

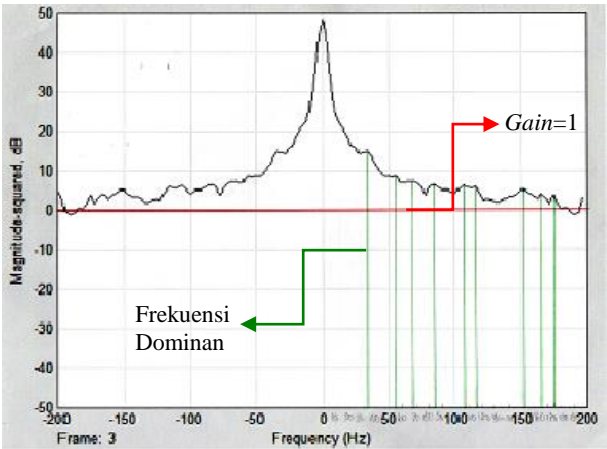
Berdasarkan data spektrum frekuensi pada Tabel 4.2 dapat ditentukan 3 alat pengkondisi sinyal yang digunakan untuk Tugas Akhir ini. Pemilihan alat pengkondisi sinyal berdasarkan pada variasi frekuensi. Pada Tugas Akhir ini menggunakan alat pengkondisi sinyal 1, 3, dan 4. Alat pengkondisi sinyal tersebut memiliki *range* frekuensi yang tidak terlalu jauh satu sama lain, memiliki beberapa kesamaan frekuensi, dan terdapat variasi frekuensi pada ketiganya. Sebenarnya keempat alat tersebut memiliki karakteristik yang mirip sehingga dapat diputuskan untuk memilih alat yang mana saja. Tetapi pada saat pengambilan data pada alat kedua terjadi kerusakan pada kapasitor sehingga pada Tugas Akhir ini diputuskan menggunakan tiga alat pengkondisi sinyal tersebut. Alat pertama digunakan untuk pengkondisi sinyal otot *bicep*, alat ketiga digunakan untuk pengkondisi sinyal otot *ulna*, dan alat keempat digunakan untuk pengkondisi sinyal otot *flexor carpi ulnaris*.

Sensor EMG pada otot lengan kanan diambil menggunakan kabel koaksial untuk dihubungkan pada *jack stereo* di alat pengkondisi sinyal. Kabel koaksial memiliki kinerja yang bagus untuk meredam *noise* dari luar. Namun dalam pengambilan data, sambungan kabel koaksial dan *jack* 3,5 sering putus akibat gerakan tangan. Selain itu, kabel koaksial memiliki tekstur kaku. Sehingga dalam Tugas Akhir ini dicoba pengambilan data yang sama menggunakan kabel stimulator.

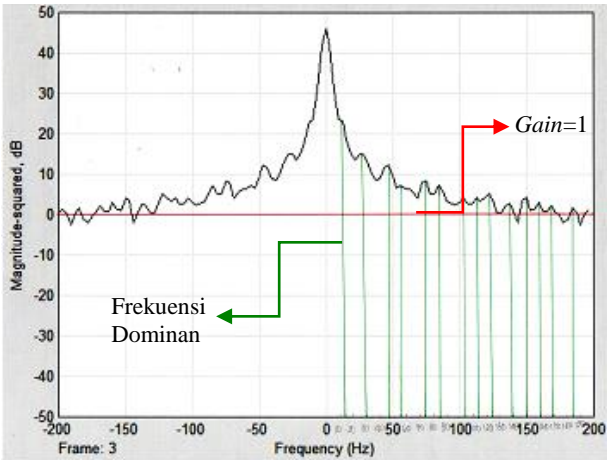
4.5.2 Hasil Analisa Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Stimulator

Pada subbab ini menjelaskan analisa spektrum menggunakan *software* MATLAB menggunakan kabel stimulator untuk menghubungkan sensor EMG dengan alat pengkondisi sinyal. Elektroda dipasang pada tiga titik otot, yaitu otot *flexor carpi ulnaris*, otot *ulna*, dan otot *bicep*. Sama seperti pengolahan spektrum otot laki-laki menggunakan kabel koaksial, pada pengambilan data ini otot-otot tersebut juga digerakkan dengan gerakan yang sama. Alat pengkondisi sinyal satu digunakan untuk filter sinyal otot *bicep*, alat tiga digunakan untuk filter sinyal otot *ulna*, dan alat empat digunakan untuk filter sinyal otot *flexor carpi ulnaris*. Untuk mendapatkan perbandingan yang sesuai,

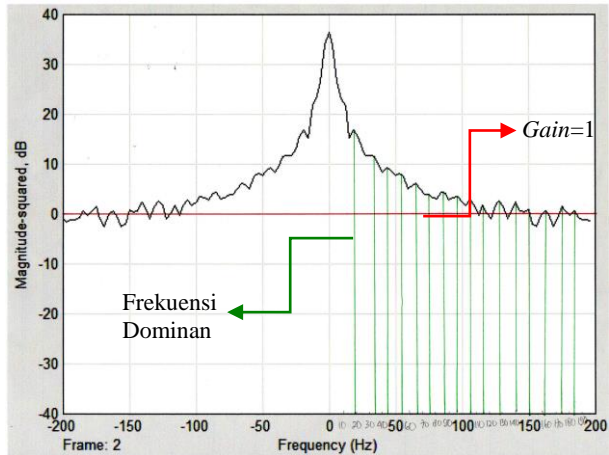
pada analisa ini pengambilan data otot dilakukan pada orang yang sama dengan analisa spektrum sinyal otot menggunakan kabel koaksial sebagai penghubung elektroda dan alat pengkondisi sinyal.



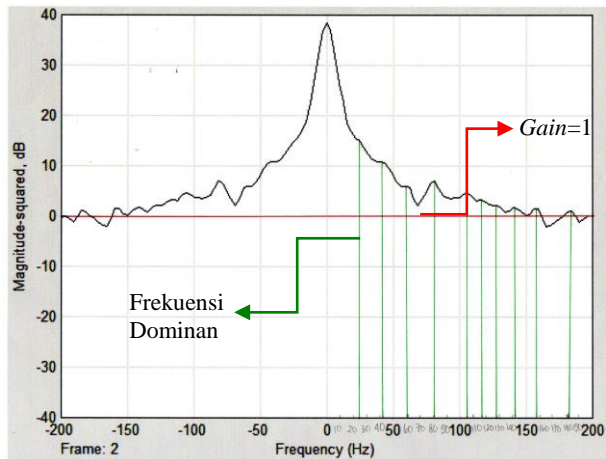
Gambar 4.29 Spektrum Otot Laki-laki pada Flexor Carpi Ulnaris Memutar Kuat Menggunakan Kabel Stimulator



Gambar 4.30 Spektrum Otot Laki-laki pada *Flexor Carpi Ulnaris* memutar Lemah Menggunakan Kabel Stimulator



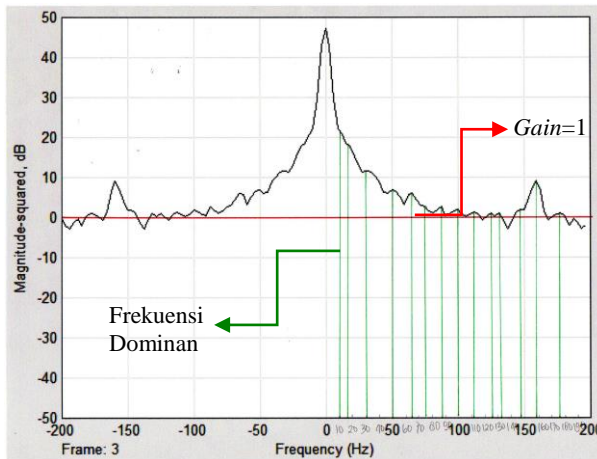
Gambar 4.31 Spektrum Otot Laki-laki pada *Ulna* Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator



Gambar 4.32 Spektrum Otot Laki-laki pada *Ulna* Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator

Otot *flexor carpi ulnaris* digerakkan secara supinasi dan pronasi, otot *ulna* digerakkan secara palmar fleksi dan dorso fleksi, otot *biceps* digerakkan secara fleksi dan ekstensi. Ketiga gerakan tersebut digerakkan dengan tenaga kuat dan lemah. Pengolahan spektrum otot ini

ditujukan untuk mengetahui spektrum otot laki-laki menggunakan kabel stimulator yang kemudian dibandingkan hasilnya dengan menggunakan kabel koaksial. Seperti dijelaskan pada subbab 4.5.1, sambungan kabel koaksial dengan *jack* 3,5 mudah putus dan memiliki karakteristik yang kaku. Apabila analisa spektrum sinyal otot menggunakan kabel stimulator memiliki hasil yang sama atau lebih baik daripada penggunaan kabel koaksial, maka selanjutnya kabel stimulator digunakan sebagai penghubung sensor EMG dan alat pengkondisi sinyal.

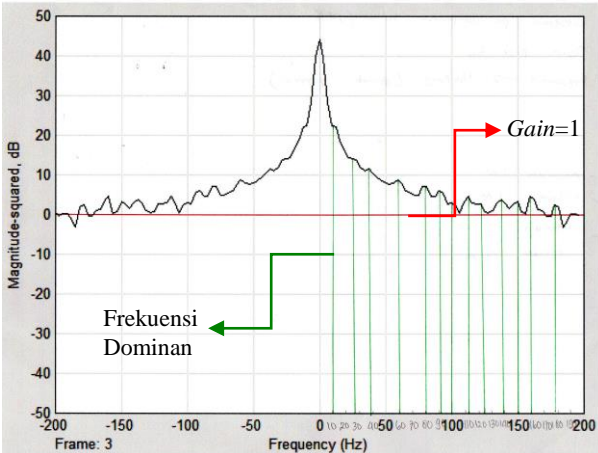


Gambar 4.33 Spektrum Otot Laki-laki pada *Bicep* Fleksi-Ekstensi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator

Untuk mendapatkan nilai spektrum sinyal otot, digunakan metode grafis. Pertama diberikan skala pada *range* frekuensi pada grafik spektrum sinyal. Kemudian ditarik garis horisontal pada magnitude 0 dB dan ditarik garis horizontal pada frekuensi dominan. Berdasarkan Gambar 4.29 dan Gambar 4.30 yang menunjukkan spektrum otot laki-laki pada otot *flexor carpi ulnaris*, terlihat bahwa spektrum sinyal menggunakan kabel stimulator lebih banyak daripada spektrum sinyal menggunakan kabel koaksial.

Secara bentuk, spektrum sinyal menggunakan kabel koaksial dan kabel stimulator tidak jauh berbeda, hanya jumlah frekuensi dominan yang membedakan seperti pada Gambar 4.31 dan Gambar 4.32 yang menunjukkan spektrum otot *ulna*. Spektrum sinyal pada otot *bicep*

menggunakan kabel koaksial lebih banyak daripada dua *channel* yang lain. Spektrum sinyal otot *bicep* menggunakan kabel stimulator juga memiliki frekuensi dominan yang banyak. Oleh karena itu, melalui metode grafis dapat diketahui frekuensi dominan pada masing-masing *channel*. Gambar 4.33 dan Gambar 4.34 menunjukkan spektrum otot *bicep* menggunakan kabel stimulator.



Gambar 4.34 Spektrum Otot Laki-laki pada *Bicep* Fleksi-Ekstensi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator

Tabel 4.3 Hasil Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Stimulator

Alat	Kode	Spektrum (Hz)
1	Z1	10, 16, 30, 50, 63, 75, 89, 100, 110, 126, 132, 148, 158, 176
	Z2	10, 28, 39, 60, 80, 90, 100, 112, 123, 140, 150, 160, 179
3	Y1	20, 30, 38, 54, 70, 83, 110, 118, 142, 150, 170, 180, 184
	Y2	20, 27, 32, 38, 48, 72, 81, 95, 105, 111, 121, 140, 150, 170
4	X1	34, 55, 68, 84, 106, 115, 152, 165, 175
	X2	14, 30, 48, 55, 74, 85, 102, 112, 123, 140, 150, 160, 170, 184

Pada Tabel 4.3 terlihat bahwa penggunaan kabel stimulator sebagai penghubung elektroda dengan rangkaian pengkondisi sinyal memiliki spektrum sinyal yang lebih banyak. Dalam pengambilan data otot, kabel stimulator lebih sensitif terhadap perubahan gerak. Sehingga,

mempermudah dalam mendapatkan data sinyal otot. Sama seperti kabel koaksial, kabel stimulator tidak banyak *noise*. Selain itu, kabel stimulator memiliki karakteristik yang lebih lentur daripada kabel koaksial. Sehingga pada Tugas Akhir ini diputuskan untuk menggunakan kabel stimulator sebagai penghubung sensor EMG dengan alat pengkondisi sinyal.

Pada Tabel 4.3 kode X merupakan spektrum sinyal otot *flexor carpi ulnaris*, kode Y merupakan spektrum otot *ulna*, dan kode Z merupakan spektrum otot *bicep*. Angka 1 yang menyertai kode-kode tersebut menandakan gerakan pada otot dilakukan dengan kuat. Angka 2 pada kode tersebut menandakan gerakan pada otot tersebut dilakukan dengan lemah.

4.5.3 Hasil Analisa Spektrum Otot Perempuan Menggunakan Kabel Stimulator

Analisa spektrum ini dilakukan untuk mengetahui spektrum sinyal otot pada perempuan kemudian membandingkan hasilnya dengan spektrum sinyal otot laki-laki. Analisa ini menggunakan alat pengkondisi sinyal satu, tiga, dan empat. Alat pengkondisi sinyal satu digunakan untuk memfilter sinyal otot *bicep*, alat pengkondisi sinyal tiga untuk otot *ulna*, alat pengkondisi sinyal empat untuk otot *flexor carpi ulnaris*. Tujuan dari analisa ini adalah untuk mengetahui sinyal otot perempuan dan laki-laki sehingga alat yang digunakan sama. Sebagai penghubung elektroda dan pengkondisi sinyal digunakan kabel stimulator. Data spektrum sinyal diambil dari orang sebagai berikut :

Nama : Farida Herning Tyastuti

Umur : 21 Tahun

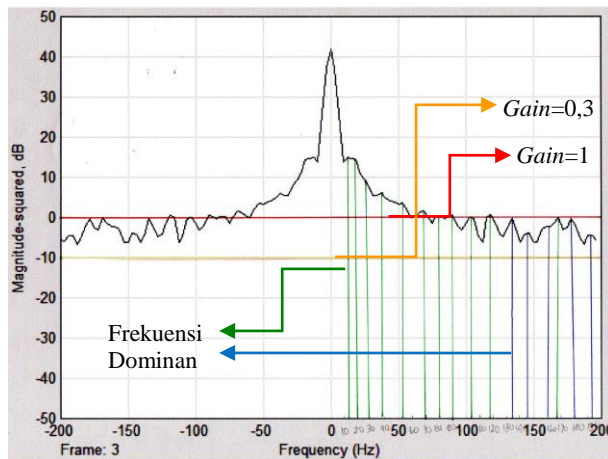
Berat : 58 kg

Tinggi : 160 cm

Kondisi : sehat

Pengolahan spektrum sinyal dilakukan dengan pengambilan data pada masing-masing *channel* menggunakan osiloskop digital merk GW instek. Pengambilan data dilakukan dengan masing-masing *channel* tiga gerakan dengan dua variasi, yaitu menggunakan tenaga kuat dan tenaga lemah. Data sinyal otot yang telah diambil menggunakan osiloskop kemudian diolah menggunakan MATLAB. Gambar 4.35 merupakan spektrum sinyal otot pada alat pengkondisi sinyal empat yang diletakkan pada permukaan kulit yang berdekatan dengan otot *flexor carpi ulnaris*. Data tersebut diperoleh saat orang tersebut melakukan gerakan supinasi

kuat. Sedangkan Gambar 4.36 dilakukan dengan gerakan supinasi lemah. Gambar 4.37 merupakan data spektrum sinyal otot pada elektroda yang diletakkan pada otot *ulna* dengan gerakan palmar fleksi dan dorso fleksi kuat, sedangkan Gambar 4.38 dengan gerakan lemah. Pengambilan data otot *ulna* diolah menggunakan alat pengkondisi sinyal tiga. Gambar 4.39 merupakan spektrum sinyal EMG pada otot *bicep* yang digerakkan secara fleksi dan ekstensi menggunakan tenaga otot kuat, sedangkan Gambar 4.40 menggunakan tenaga otot lemah. Sinyal otot *bicep* diolah menggunakan alat pengkondisi sinyal satu.



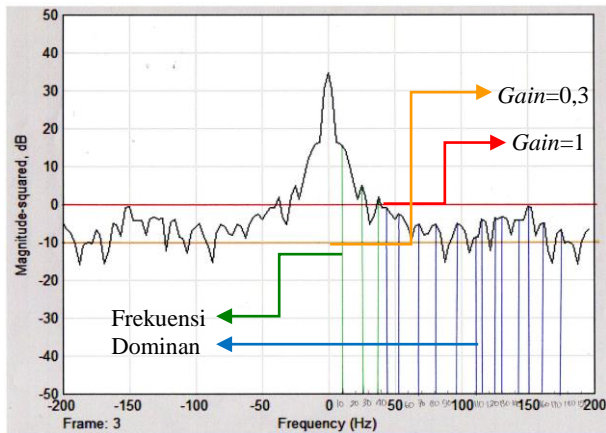
Gambar 4.35 Spektrum Otot Perempuan pada *Flexor Carpi Ulnaris* Memutar Kuat Menggunakan Kabel Stimulator

Spektrum otot yang diambil pada *magnitude* di atas 0 dB ($\text{gain}=1$) seperti metode grafis untuk mendapatkan spektrum otot pada laki-laki, memiliki frekuensi dominan yang sedikit (garis berwarna hijau) seperti terlihat pada Tabel 4.4. Secara grafis dapat dilihat otot *ulna* dan otot *bicep* memiliki sedikit spektrum sinyal otot yang ditunjukkan oleh garis vertikal berwarna hijau pada gambar grafik spektrum sinyal otot perempuan. Oleh karena itu, *gain* pada otot perempuan diturunkan menjadi 0,3 sehingga spektrum otot merupakan frekuensi dominan gabungan garis vertikal berwarna hijau dan garis vertikal berwarna biru dengan perhitungan *gain* sebagai berikut.

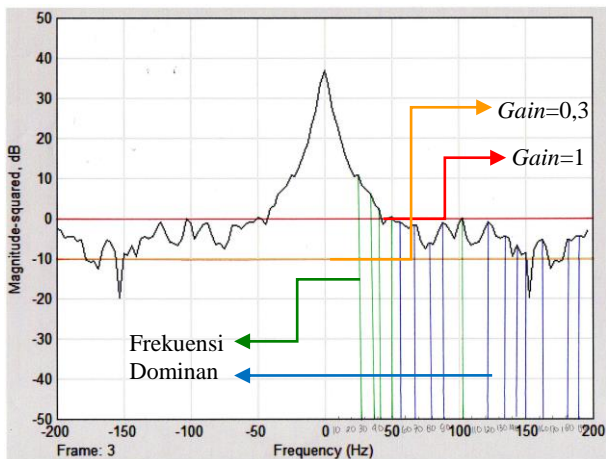
$$^{20}\log_{\text{gain}} = -10\text{dB}$$

$$\log_{gain} = \frac{-10}{20} = -0,5$$

$$gain = 10^{-0,5} \approx 0,3$$

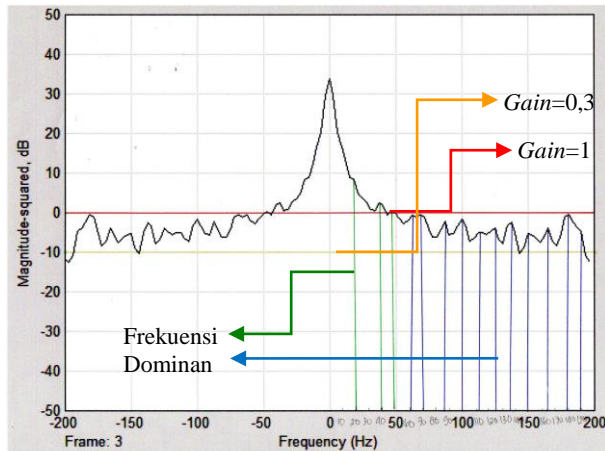


Gambar 4.36 Spektrum Otot Perempuan pada *Flexor Carpi Ulnaris* Memutar Lemah Menggunakan Kabel Stimulator

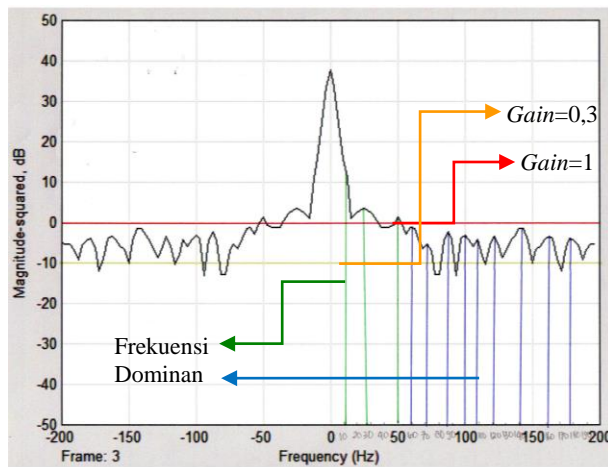


Gambar 4.37 Spektrum Otot Perempuan pada *Ulna* Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator

Gain 0,3 pada grafik hasil spektrum didapat pada *magnitude* frekuensi -10 dB. Dengan demikian, spektrum yang diambil adalah frekuensi dominan di atas -10 dB. Pada analisa grafis, frekuensi yang dimaksud adalah seperti gambar grafik hasil spektrum garis vertikal berwarna hijau ditambah dengan garis vertikal berwarna biru. Komulatif spektrum frekuensi tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.5.

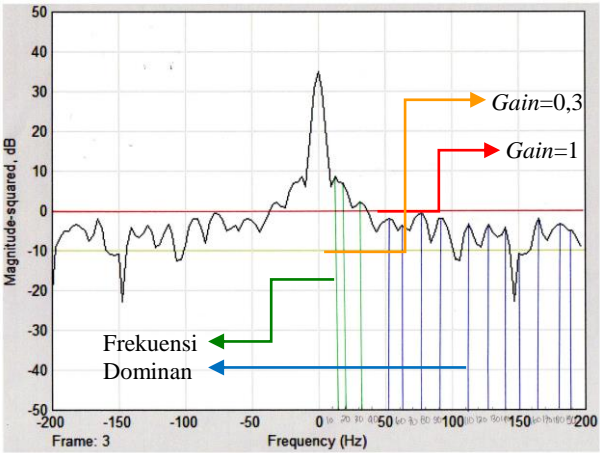


Gambar 4.38 Spektrum Otot Perempuan pada *Ulna* Palmar Fleksi - Dorso Fleksi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator



Gambar 4.39 Spektrum Otot Perempuan pada *Bicep* Fleksi-Ekstensi Kuat Menggunakan Kabel Stimulator

Pada Tabel 4.4 dan 4.5 terdapat kode yang memudahkan penulis untuk mengolah data pada MATLAB. Huruf R mewakili otot *bicep*, R1 untuk gerakan fleksi-ekstensi dengan tenaga kuat dan R2 untuk tenaga lemah. Huruf Q mewakili data otot *ulna*, Q1 untuk gerakan palmar fleksi-dorso fleksi kuat dan Q2 untuk gerakan yang sama dengan tenaga lemah. Huruf P mewakili data otot *flexor carpi ulnaris*, P1 untuk gerakan supinasi-pronasi dengan tenaga kuat dan P2 dengan tenaga lemah.



Gambar 4.40 Spektrum Otot Perempuan pada *Bicep* Fleksi-Ekstensi Lemah Menggunakan Kabel Stimulator

Tabel 4.4 Hasil Spektrum Otot Perempuan pada *Gain* = 1

Alat	Kode	Spektrum (Hz)
1	R1	10, 28, 50
	R2	14, 20, 31
3	Q1	29, 39, 42, 50, 101
	Q2	20, 40, 50
4	P1	12, 20, 29, 52, 70, 80, 90, 102, 119, 158
	P2	10, 28, 38

Tabel 4.5 Hasil Spektrum Otot Perempuan pada $Gain = 0,3$

Alat	Kode	Spektrum (Hz)
1	R1	10, 28, 50, 60, 70, 85, 100, 108, 120, 140, 160, 178
	R2	14, 20, 31, 52, 62, 78, 90, 111, 128, 140, 150, 164, 180, 190
3	Q1	29, 39, 42, 50, 101, 58, 68, 80, 90, 121, 133, 142, 150, 162, 180, 190
	Q2	20, 40, 50, 60, 70, 86, 100, 110, 125, 135, 150, 163, 180, 190
4	P1	12, 20, 29, 52, 70, 80, 90, 102, 119, 158, 134, 145, 160, 180, 192
	P2	10, 28, 38, 44, 52, 68, 80, 96, 110, 114, 122, 130, 142, 150, 160, 173

4.6 Frekuensi *Input* Parameter

Setelah seluruh spektrum EMG pada setiap *channel* didapatkan, maka pada subbab ini ditentukan frekuensi *input* untuk dijadikan parameter pada perhitungan transformasi *fourier* khusus. Hasil spektrum sinyal EMG laki-laki dan perempuan memiliki *range* frekuensi yang tidak begitu jauh. Artinya terdapat beberapa frekuensi yang mirip. Kemiripan frekuensi tersebut yang dijadikan sebagai frekuensi *input* untuk mencari parameter pada perhitungan transformasi *fourier* khusus.

Spektrum sinyal EMG pada laki-laki dan perempuan berbeda dalam hal gain. Selain itu, frekuensi keduanya tidak benar-benar sama 100% walaupun gain spektrum EMG perempuan telah diturunkan menjadi 0,3. Oleh karena itu, untuk menentukan frekuensi *input* yang akan dijadikan parameter pada perhitungan transformasi *fourier* khusus diambil frekuensi yang berdekatan dengan spektrum sinyal otot laki-laki maupun perempuan. Frekuensi tersebut adalah 12 Hz, 22 Hz, 42 Hz, 62 Hz, dan 82 Hz.

4.7 Nilai Parameter pada Perhitungan Transformasi *Fourier* Khusus

Terdapat lima frekuensi *input* yang telah ditentukan. Frekuensi tersebut dihitung menggunakan transformasi *fourier* khusus dengan rumus seperti pada subbab 3.6.4. Parameter didapat dengan memasukkan nilai *input* frekuensi pada perhitungan tersebut. Terdapat lima frekuensi *input*, sehingga jumlah parameter (matriks konstan) adalah 10x15. Untuk mempermudah perhitungan, digunakan *software*

MATLAB. Program MATLAB untuk mendapatkan parameter terdapat pada Lampiran A.7. Hasil dari matriks konstan tersebut terlihat pada Tabel 4.7, 4.8, dan 4.9. Nilai matriks konstan ini ditulis dalam mikrokontroler arduino due sebagai nilai pengali pada perhitungan transformasi *fourier* khusus.

Tabel 4.6 Matriks Konstan Kolom 1-5

Kolom 1	Kolom 2	Kolom 3	Kolom 4	Kolom 5
-20,9583	-11,2016	7,017761	15,83249	0,366744
5,15625	-10,1875	-9,09375	3,125	1,105539
5,595703	3,087891	-3,75586	-2,25781	-2,51666
-2,75	7,71875	3,59375	-2,75	-7,73445
-1,26611	0,106689	2,187988	-0,15234	-0,70164
-6,78125	11	10,4375	-1,71875	-8,96113
18,59766	9,613281	-7,3125	-14,5664	-0,7262
1,9375	-11,5625	-6,25	5,1875	-2,73624
-1,87109	-1,90234	1,705078	1,140625	3,718385
2,375	3	1,28125	-3,71875	18,38

Tabel 4.7 Matriks Konstan Kolom 6-10

Kolom 6	Kolom 7	Kolom 8	Kolom 9	Kolom 10
1,570953	-7,32297	8,205902	-18,4224	1,608488
1,625	-0,1875	-7,96875	-1,875	-12,2342
4,320313	2,217773	0,875	9,849609	-4,36145
0,28125	4,28125	5,5625	4,78125	-5,42202
-4,15381	1,682861	-0,35156	5,123535	-0,71578
-2,4375	2,84375	2,65625	5,875	1,060155
2,628906	4,410156	-7,29297	17,06641	-2,57741
0,25	-4,625	-4,625	-7,8125	-19,9881
-4,26172	-0,97266	-1,65625	-13,4297	6,374271
0,4375	-2,3125	4,3125	-1,125	36,59202

Tabel 4.8 Matriks Konstan Kolom 11-15

Kolom 11	Kolom 12	Kolom 13	Kolom 14	Kolom 15
21,22467	18,62122	-11,5374	2,017212	0,865198
-9,5625	-3,21875	2,5	-3,4375	-9,97512
-1,58984	-2,91895	3,378906	1,958984	3,906901
4,78125	-9,78125	-5,8125	-0,46875	16,2159
5,841309	-3,75098	-3,00391	-5,10742	-1,02462
7,90625	-7,6875	-21,875	3,34375	3,895789
-20,6953	-9,38281	6,726563	5,65625	-1,55746
-4	6,4375	3,8125	-0,5	10,75916
-4,57422	-2,72461	4	-4,5	-2,03377
0,90625	14,25	21,46875	0,90625	-20,886

4.8 Hasil Pengambilan Data Menggunakan Arduino

Data yang diambil merupakan data ADC dari gerakan setiap otot pada setiap *channel*. Tabel 4.9 merupakan data pergelangan tangan kanan melakukan dorso fleksi. Gerakan ini ditujukan untuk gerak maju kursi roda. Tabel 4.10 merupakan data ADC gerakan pergelangan tangan kanan dorso fleksi dan pergelangan tangan kiri palmar fleksi. Gerakan ini ditujukan untuk gerak mundur kursi roda. Tabel 4.11 merupakan data gerakan pergelangan tangan kanan dorso fleksi dan lengan kanan fleksi untuk gerak belok kiri kursi roda. Sedangkan gerakan pergelangan tangan kiri dorso fleksi ditujukan untuk gerak belok kanan kursi roda seperti pada Tabel 4.12. Data ADC gerak berhenti terlihat pada Tabel 4.13 dengan kombinasi gerakan adduksi dan fleksi. Pada setiap gerakan, diambil data sebanyak dua kali untuk mendapatkan nilai *error*. Data ADC kedua pada setiap gerakan dapat dilihat pada Lampiran A.12.

Tabel 4.9 ADC Maju

CH1	CH2	CH3
67	34	74
63	37	136
59	33	100

Tabel 4.10 ADC Mundur

CH1	CH2	CH3
60	69	0
61	139	0
66	201	6

CH1	CH2	CH3
58	36	61
61	35	31
58	32	18
59	32	2
58	30	0
57	34	0
56	34	0
59	29	0
59	30	0
59	27	0
56	30	0
58	31	0

Tabel 4.11 ADC Kiri

CH1	CH2	CH3
83	27	0
99	26	0
240	26	0
388	26	148
604	29	401
615	25	407
286	27	273
170	25	155
182	24	96
186	26	89
192	25	90
140	26	63
105	27	18
80	29	0

CH1	CH2	CH3
77	197	227
73	170	206
68	166	116
61	158	70
63	136	55
58	102	27
57	77	9
60	56	0
60	45	0
57	41	0
60	69	0
61	139	0

Tabel 4.12 ADC Kanan

CH1	CH2	CH3
67	69	0
69	127	0
69	302	0
77	472	0
75	269	0
74	135	0
71	82	0
70	59	0
63	55	0
65	51	0
67	41	0
70	34	0
70	28	0
66	25	0

CH1	CH2	CH3
68	52	0

CH1	CH2	CH3
66	23	0

Tabel 4.13 ADC Berhenti

CH1	CH2	CH3
83	56	0
115	88	0
211	95	0
193	122	0
275	183	0
344	357	0
608	539	455
345	318	386
291	192	220
229	127	73
170	98	18
159	85	0
146	177	0
114	122	0
104	198	0

4.9 Nilai Pembanding

Nilai pembanding merupakan nilai yang ditulis pada mikrokontroler arduino due sebagai data yang dibandingkan dengan data yang diambil setiap saat. Data yang ditulis dalam mikrokontroler arduino due, maupun data yang dibandingkan merupakan hasil rata-rata komponen *fourier* pada perhitungan transformasi *fourier* khusus. Program perhitungan transformasi *fourier* khusus pada MATLAB terdapat pada Lampiran A.10. Terdapat tiga *channel* pengambilan data ADC, sehingga pada perhitungan transformasi *fourier* khusus terdapat tiga komponen *fourier* yang diberi nama komponen *fourier* A, B, dan C (KFA, KFB, KFC). A melambangkan otot bisep, B melambangkan otot *flexor carpi ulnaris*, dan C melambangkan otot *ulna*. Setiap gerakan otot

yang dominan akan dirata-rata komponen *fouriernya*. Data itulah yang ditulis pada mikrokontroler arduino due sebagai nilai pembandingan.

Terdapat lima gerak kursi roda, sehingga data yang ditulis pada arduino sebagai data pembandingan merupakan matriks 5x1 sebanyak 5 matriks. Untuk menentukan nilai pembandingan, dilakukan pengambilan data sesuai dengan gerakan yang direncanakan sebanyak dua kali. Pada gerak maju dilakukan gerakan dorso fleksi pada pergelangan tangan kanan seperti Gambar 4.41. Pada gerakan tersebut hanya otot *ulna* yang aktif, sehingga dicari nilai rata-rata pada komponen *fourier C* (KFC) seperti pada Tabel 4.14. Data tersebut yang dijadikan sebagai nilai pembandingan gerakan maju pada mikrokontroler arduino due. Terdapat lima gerak kursi roda, sehingga data yang ditulis pada arduino sebagai data pembandingan merupakan matriks 5x1 sebanyak 5 matriks.



Gambar 4.41 Gerakan Maju

Untuk menentukan nilai pembandingan, dilakukan pengambilan data sesuai dengan gerakan yang direncanakan sebanyak dua kali. Pada gerak maju dilakukan gerakan dorso fleksi pada pergelangan tangan kanan seperti Gambar 4.41. Pada gerakan tersebut hanya otot *ulna* yang aktif, sehingga dicari nilai rata-rata pada komponen *fourier C* (KFC) seperti pada Tabel 4.14. Data tersebut yang dijadikan sebagai nilai pembandingan gerakan maju pada mikrokontroler arduino due.

Tabel 4.14 Data Komponen *Fourier* Maju

Gerak	Hasil Normalisasi						Nilai Pemban- ding
	KFA	Rata- Rata KFA	KFB	Rata- Rata KFB	KFC	Rata- Rata KFC	
Maju 1	0.2769	-	0.2747	-	0.2752	0.2797	0.2797
	0.1145		0.1104		0.1114		
	0.0282		0.0281		0.2061		
	0.1735		0.1901		0.2716		
	0.4069		0.3967		0.1357		
Maju 2	0.2758	-	0.2690	-	0.2841	0.2753	0.2753
	0.1134		0.1044		0.1158		
	0.0275		0.0308		0.1948		
	0.1738		0.1808		0.2790		
	0.4095		0.4150		0.1264		



Gambar 4.42 Gerakan Mundur

Untuk menggerakkan kursi roda ke arah mundur dilakukan gerakan dorso fleksi pada pergelangan tangan sebelah kanan dan palmar fleksi pada pergelangan tangan sebelah kiri seperti Gambar 4.42. Dengan demikian terdapat dua otot yang aktif yaitu otot *flexor carpi ulnaris* (B) dan otot *ulna* (C), sehingga dilakukan perhitungan rata-rata pada komponen *fourier* B dan C. Hasil rata-rata setiap komponen *fourier*

tersebut kemudian dirata-rata kembali untuk didapatkan nilai pembanding yang ditulis pada mikrokontroler arduino due sebagai data mundur seperti pada Tabel 4.15.

Tabel 4.15 Data Komponen *Fourier* Mundur

Gerak	Hasil Normalisasi						Nilai Pem-banding			
	KFA	Rata-Rata KFA	KFB	Rata-Rata KFB	KFC	Rata-Rata KFC				
Mun-dur 1	0.2830	-	0.2477	0.2470	0.2581	0.3182	0.2826			
	0.0993		0.0851		0.1132			0.1015		
	0.0287		0.0848		0.1517				0.1185	
	0.1752		0.2481		0.2193					0.2768
	0.4139		0.3343		0.2577					
0.2870	0.2463		0.3675	0.0852						
0.1054	0.0854		0.2459		0.3343					
0.0286	0.0901		0.3344			0.1231				
0.1785	0.2438									
0.4003	0.3344									

Tabel 4.16 Data Komponen *Fourier* Kiri

Gerak	Hasil Normalisasi						Nilai Pem-banding
	KFA	Rata-Rata KFA	KFB	Rata-Rata KFB	KFC	Rata-Rata KFC	
Kiri 1	0.2238	0.2261 0.0637 0.0697 0.2069 0.4388	0.3366	-	0.1573	0.1945 0.0944 0.1353 0.1926 0.3834	0.2103 0.0791 0.1025 0.1998 0.4111
	0.0609		0.1800		0.0836		
	0.0777		0.0400		0.1243		
	0.2020		0.1178		0.1936		
	0.4356		0.3256		0.4413		
Kiri 2	0.2285		0.3462		0.2318		
	0.0565		0.2012		0.1051		
	0.0610		0.0890		0.1462		
	0.2119		0.0966		0.1915		
	0.4420		0.2669		0.3254		

Untuk menggerakkan kursi roda ke arah belok kiri dilakukan kombinasi gerakan fleksi pada lengan kanan dan dorso fleksi pada pergelangan tangan kanan seperti pada Gambar 4.43. Dengan demikian, otot yang aktif adalah otot bisep (A) dan otot *ulna* (C). Dilakukan perhitungan rata-rata pada komponen *fourier* A dan C. Hasil rata-rata tersebut kemudian dirata-rata kembali untuk mendapatkan nilai

pembanding seperti Tabel 4.16. Nilai tersebut ditulis pada mikrokontroler arduino due sebagai data gerak kursi roda belok kiri.



Gambar 4.43 Gerakan Belok Kiri

Tabel 4.17 Data Komponen *Fourier* Kanan

Gerak	Hasil Normalisasi						Nilai Pemban- ding
	KFA	Rata- Rata KFA	KFB	Rata- Rata KFB	KFC	Rata- Rata KFC	
Kanan 1	0.2800	-	0.3351	0.3214 0.0467 0.0755 0.2794 0.2772	NaN	-	0.3214 0.0467 0.0755 0.2794 0.2772
	0.1040		0.0479		NaN		
	0.0347		0.0381		NaN		
	0.1680		0.3012		NaN		
	0.4133		0.2777		NaN		
Kanan 2	0.2811	-	0.3076	0.0755 0.2794 0.2772	NaN	-	0.3214 0.0467 0.0755 0.2794 0.2772
	0.1089		0.0454		NaN		
	0.0241		0.1129		NaN		
	0.1797		0.2575		NaN		
	0.4062		0.2767		NaN		

Pada Tabel 4.17 nilai komponen *fourier C* adalah NaN karena pada keadaan diam (tidak aktif) data ADC pada *channel* tersebut adalah nol. Setelah melalui perhitungan transformasi *fourier* khusus, nilai yang didapat adalah NaN. Nilai tersebut tidak berpengaruh terhadap nilai pembanding gerak kursi roda belok kanan.



Gambar 4.44 Gerakan Belok Kanan



Gambar 4.45 Gerakan Berhenti

Untuk mendapatkan data kursi roda elektrik bergerak ke arah kanan dilakukan gerakan dorso fleksi pada pergelangan tangan kiri seperti pada Gambar 4.44. Dengan demikian hanya otot *flexor carpi ulnaris* yang aktif. Dilakukan perhitungan rata-rata pada komponen *fourier B*. Karena otot yang aktif hanya satu, sehingga hasil rata-rata dari komponen *fourier B* tersebut dijadikan sebagai nilai pembanding.

Tabel 4.18 Data Komponen *Fourier* Berhenti

Gerak	Hasil Normalisasi						Nilai Pemban- ding
	KFA	Rata- Rata KFA	KFB	Rata- Rata KFB	KFC	Rata- Rata KFC	
Berhenti 1	0.2264 0.1189 0.0340 0.2438 0.3769	0.2351		0.2264 0.1189 0.0340 0.2438 0.3769	0.2351		0.2264 0.1189 0.0340 0.2438 0.3769
Berhenti2	0.2437 0.1445 0.0326 0.2160 0.3633		0.2437 0.1445 0.0326 0.2160 0.3633	0.2024 0.1259 0.1319 0.2543 0.2855			

Untuk mengendalikan kursi roda agar berhenti, dilakukan gerakan kombinasi adduksi dan fleksi pada kedua lengan seperti pada Gambar 4.45. Pada gerakan tersebut, otot *bicep*, *ulna*, dan *flexor carpi ulnaris* aktif. Sehingga dilakukan rata-rata pada komponen *fourier* A,B, dan C yang terlihat pada Tabel 4.18. Hasil rata-rata dari ketiga komponen *fourier* tersebut dijadikan nilai pembanding untuk memberikan kontrol berhenti pada kursi roda.

4.10 Nilai Gerak Kursi Roda

Pada setiap gerakan otot yang memiliki nilai ADC >85 pada *channel A*, nilai ADC >70 pada *channel B*, dan nilai ADC >75 pada *channel C* dilakukan pengambilan data dan perhitungan transformasi *fourier* khusus secara *real time*. Sehingga, setiap gerakan otot memiliki data yang akan dibandingkan dengan nilai pembanding yang tertulis pada mikrokontroler arduino due.

Nilai gerak kursi roda merupakan nilai yang dikirimkan pada oleh nRF24l01 sender ke nRF24L01 *receiver* untuk menjalankan kursi roda sesuai gerakan otot. Nilai gerak tersebut merupakan nilai perbandingan per baris antara komponen *fourier* yang tertulis dalam mikrokontroler dengan nilai perhitungan komponen *fourier* setiap saat, yang disebut nilai *error*. Masing-masing gerakan memiliki lima nilai *error*. Perhitungan *error* diperoleh dari rumus berikut :

$$e = \frac{\text{data real time} - \text{data tertulis}}{\text{data tertulis}} \times 100\%$$

Untuk menentukan nilai yang digunakan sebagai data kontrol, maka dilakukan gerakan lengan sesuai dengan gerakan yang dimaksudkan untuk menggerakkan kursi roda ke arah tertentu. Setiap gerakan dilakukan tiga kali untuk mengetahui konsistensi nilai *error*. Untuk memonitor nilai *error* tersebut, pada setiap gerakan dilihat pada serial monitor arduino.

Tabel 4.19 Nilai *Error* Setiap Gerakan dalam Persen (%)

Gerakan ke-	Maju (c)	Mundur (bc)	Kiri (ac)	Kanan (b)	Berhenti (abc)
1	32.97	33.07	31.05	31.04	29.63
	20.67	22.06	25.65	31.84	26.72
	34.51	32.63	37.50	31.27	34.20
	54.21	24.34	11.52	17.82	11.98
	25.86	6.07	18.57	23.63	8.97
2	33.01	33.16	33.08	31.17	29.55
	19.86	23.43	23.92	30.70	28.28
	33.70	31.19	30.12	30.94	34.68
	54.27	24.51	18.78	26.79	10.63
	24.72	11.50	21.04	21.17	9.04
3	33.02	33.14	32.87	31.26	29.45
	21.56	24.39	30.30	30.76	27.89
	34.74	32.92	34.93	30.70	34.89
	37.97	22.01	10.54	26.80	8.88
	24.50	8.35	10.82	21.33	8.90

Nilai *error* merupakan perbandingan data terukur, yaitu data yang diambil dan diolah secara *real time* dengan nilai tertulis pada mikrokontroler. Setiap gerakan memiliki lima nilai *error* per baris. Baris satu merupakan nilai *error* satu, baris dua merupakan nilai *error* dua, baris tiga merupakan nilai *error* tiga, baris empat merupakan nilai *error* empat, dan baris lima merupakan nilai *error* lima. Nilai *error* tersebut selanjutnya dipetakan untuk menentukan arah gerak kursi roda. Berdasarkan data pada Tabel 4.19, dapat disimpulkan bahwa nilai *error* satu untuk $30\% < \text{channel } b < 32\%$ untuk belok kanan, *error* dua (*channel c*) $< 25\%$ untuk gerak maju, *error* tiga $33\% < \text{channel } abc < 35\%$ untuk berhenti, *error* empat (*channel ac*) $< 20\%$ untuk belok kiri, dan *error* lima (*channel bc*) $< 12\%$ untuk mundur.

4.11 Pengujian Keseluruhan

Pengujian kursi roda elektrik dilakukan dengan membuat lintasan berbentuk plus (+) kemudian lengan melakukan gerakan tertentu untuk menggerakkan kursi roda. Dari Tabel 4.20 terlihat bahwa kursi roda elektrik bergerak berdasarkan gerakan otot lengan manusia. Berdasarkan lintasan tersebut, apabila pergelangan tangan kanan melakukan gerakan dorso fleksi dan pergelangan tangan kiri tidak melakukan gerakan apapun, maka kursi roda bergerak maju. Untuk menggerakkan kursi roda ke arah maju otot yang aktif adalah otot *ulna* (*channel c*).

Tabel 4.20 Pengujian Gerak Kursi Roda

Gerak	Keterangan
	Pergelangan tangan kanan melakukan gerakan dorso fleksi untuk menggerakkan kursi roda ke arah maju
	Pergelangan tangan kanan melakukan gerakan dorso fleksi dan pergelangan tangan kiri melakukan palmar fleksi untuk menggerakkan kursi roda ke arah mundur

	<p>Pergelangan tangan kiri melakukan gerakan dorso fleksi untuk menggerakkan kursi roda ke arah kanan</p>
	<p>Pergelangan tangan kanan melakukan gerakan dorso fleksi dan lengan kanan melakukan gerakan fleksi untuk menggerakkan gerak kursi roda ke arah kiri</p>
	<p>Kombinasi gerakan adduksi dan fleksi pada kedua lengan tangan untuk kursi roda berhenti</p>

Pada saat otot *ulna* dan otot *flexor carpi ulnaris* aktif (*channal bc*), dengan cara menggerakkan pergelangan tangan kanan dorso fleksi dan pergelangan tangan kiri palmar fleksi, maka kursi roda bergerak mundur. Saat pergelangan tangan kiri melakukan dorso fleksi sedangkan pergelangan tangan kanan diam, maka kursi roda berbelok ke kanan. Dalam hal tersebut berarti hanya otot *flexor carpi ulnaris* yang aktif

(*channel b*). Untuk menggerakkan kursi roda belok kiri dilakukan gerakan fleksi pada lengan kanan dan dorso fleksi pada pergelangan tangan kanan, sehingga otot *ulna* dan *bicep* aktif (*channel ac*). Untuk membuat kursi roda berhenti, dilakukan dengan mengaktifkan otot *ulna*, *bicep*, dan *flexor carpi ulnaris* (*channel abc*) dengan kombinasi gerakan adduksi dan fleksi pada kedua lengan.

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB V

PENUTUP

Setelah melakukan perencanaan, perancangan, dan pengujian alat maka dapat diambil kesimpulan dan saran demi penyempurnaan Tugas Akhir ini.

5.1 Kesimpulan

Hasil dari perancangan alat serta pengujian dari Pengendalian Kursi Roda Elektrik Menggunakan Sinyal *Electromyography* dengan Metode Transformasi *Fourier* Khusus dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Kabel stimulator dapat menampilkan komponen *fourier* rata-rata setiap *channel* sebanyak tiga belas frekuensi, sedangkan kabel koaksial menampilkan komponen *fourier* dengan jumlah frekuensi yang tidak merata pada setiap *channel*.
2. Berdasarkan analisa spektrum sinyal otot dengan metode grafis menggunakan kabel koaksial, spektrum otot *bicep* dapat mencapai sepuluh frekuensi, sedangkan otot *ulna* dan otot *flexor carpi ulnaris* tidak.
3. Spektrum otot manusia tidak terpengaruh oleh kuat atau lemah gerakan pada otot. Spektrum sinyal otot laki-laki dan perempuan cenderung sama dengan *range* frekuensi sekitar 10 Hz. Frekuensi rata-rata spektrum otot laki-laki dan perempuan adalah 12 Hz, 22 Hz, 42 Hz, 62 Hz, dan 82 Hz.
4. Perbandingan nilai komponen *fourier* yang ditanamkan pada mikrokontroler sebagai data kontrol gerak kursi roda elektrik.
5. Kursi roda bergerak berdasarkan gerakan otot *ulna*, *flexor carpi ulnaris*, dan *bicep*. Gerak tangan kanan dorso fleksi untuk maju. Gerak tangan kanan dorso fleksi dan tangan kiri palmar fleksi untuk mundur. Gerak tangan kiri dorso fleksi untuk belok kanan. Gerak tangan kanan dorso fleksi dan fleksi untuk belok kiri. Kombinasi gerakan adduksi dan fleksi pada kedua lengan untuk berhenti. Terdapat lima nilai *error* pada setiap perhitungan komponen *fourier*. Nilai *error* dua (c) < 25%, kursi roda bergerak maju. Nilai *error* lima (bc) < 12%, kursi roda bergerak mundur. Nilai *error* empat (ac) < 20%, kursi roda belok kiri. Nilai 30% < *error* satu (b) < 32% kursi roda belok kanan. Nilai 33% < *error* tiga (abc) < 35% kursi roda berhenti.

5.2 Saran

Untuk pengembangan dan penyempurnaan pembuatan Pengendalian Kursi Roda Elektrik Menggunakan Sinyal *Electromyography* dengan Metode Transformasi *Fourier* Khusus, maka diberikan beberapa saran sebagai berikut:

1. Mengingat sinyal otot sangat kecil, diperlukan *shielding* untuk menghindari *noise* yang berasal dari gelombang elektromagnetik.
2. Untuk evaluasi sinyal otot menjadi sinyal kontrol guna menggerakkan kursi roda, dapat dikembangkan dengan algoritma cerdas seperti *fuzzy logic*, saraf tiruan, *genetic algorithm*, atau yang lainnya.
3. Desain alat dibuat serapi mungkin agar penyandang disabilitas merasa nyaman dalam menggunakan peralatan tersebut (*user friendly*).

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Londen, M., "Pengembangan Kursi Roda Sebagai Upaya Peningkatan Ruang Gerak Penderita Cacat Kaki", *Jurnal Teknik Industri FTI-ITS*, pp. 98, Surabaya, Desember, 2006.
- [2] Choi, dkk, "A New, Human-Centered Wheelchair System Controlled By The EMG Signal", *Prosiding Seminar International Joint on Neural Network*, pp. 4664-4671, Vancouver, Juli 2006.
- [3] Iksal dan Darmo, "Perancangan dan Implementasi Kursi Roda Elektrik Ekonomis Sebagai Sarana Rehabilitasi Medik", *Prosiding SnaPP2012: Sains, Teknologi, dan Kesehatan*, Bandung, 2012.
- [4] Rokhana R., dkk, "Identifikasi Sinyal *Electromyograph* (EMG) Pada Gerak Ekstensi-Fleksi Siku Dengan Metode Konvolusi dan Jaringan Syaraf Tiruan", *Jurnal Penelitian Jurusan Teknik Elektronika – PENS*, Surabaya.
- [5] Justitian. R., "Rancang Bangun Elektromiograf Berbasis Personal Computer", *Skripsi Program Studi SI Teknobiomedik Fakultas Sains dan Teknologi*, Universitas Airlangga, Surabaya, 2012.
- [6] Pack, P., "*Anatomi dan Fisiologi*", Pakar Raya, Bandung, 2007
- [7] Pratiwi, I. dkk, "Electromyography In Ergonomic", *Simposium Nasional Teknologi Terapan (SNTT)2 2014*, pp. 32-33, Yogyakarta, 2014.
- [8] Martini and Nath, "*Fundamentals of Anatomy & Physiology*", Pearson Education, San Francisco, 2012.
- [9] Romlah, "Sistem Pengolahan Kata Menggunakan *Electromyograph* (EMG)", *Prosiding Seminar Tugas Akhir Jurusan Teknik Elektro FTI-ITS*, pp. 1, Surabaya, Maret, 2009.
- [10] Akay M., et al, "*Electromyography*", IEEE Press Editorial Board, New York, 2004.
- [11] Gabriel, J.F, "*Fisika Kedokteran*", Penerbit Buku Kedokteran EGC, Jakarta, 1996.
- [12] De Bel. et al, 2007, "Appliance and Method for Measuring an EMG Signal", *Brussels: Journal of United States Patent Pub. No.: 2007/0270918A1*, 2007.
- [13] Nomiyasari, dkk, "Perancangan dan Pembuatan Modul ECG dan

- EMG dalam Satu Unit PC”, *Jurnal Jurusan Teknik Elektro. Politeknik Elektronika Negeri Surabaya*, Surabaya, 2011.
- [14] Hardeep.S Ryait, et.al, “sEMG-Prosthetic Elbow Controlled with RMS dentification”, *Journal of Bioinformatic and its Appliction*, 2010.
 - [15] Banzi, Massimo. “*Getting Started with Arduino*”, O'Reilly, California, 2008.
 - [16] A. J. H. Mohideen and S. N. Sidek, “Development of EMG circuit to study the relationship between flexor digitorum superficialis muscle activity and hand grip strength,” *2011 4th Int. Conf. Mechatronics*, no. May, pp. 1–7, May 2011.
 - [17] A. Devices, “AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier,” [Online] www.datasheetcatalog.com. [Online], pp. 1–20, 1999.
 - [18] Crecraft, D., et al,” *Analog Electronics Circuits, Systems and Signal Processing*”, Elsevier Science, UK, 2002.
 - [19] Webster, J., “*The Measurement, Instrumentation and Sensors*”, CRC Press, 1999.
 - [20] Coughlin, R. dan Driscoll, F., “Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linear”, Penerbit Erlangga, Jakarta : 2003.
 - [21] Pujiono, “*dasar elektronika*”, pp. 120, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2012.
 - [22] ... , “High Current 30 A DC Motor Driver,” [Online] www.fut-electronics.com. [Online], pp. 1–3.
 - [23] Nordic Semiconductor, “nRF24L01Single Chip 2.4GHz Transceiver Product Specification”, [Online] www.nordicsemi.com [Online], pp. 10–14, 2007.
 - [24] Motchenbacher, C.D. F.C. Fitchen: *Low-Noise Electronic Design*. Wiley-Interscience, 1973.
 - [25] Johnson, J. B.: *Thermal Agitation of Electricity in Conductors*. Physical Review, 32, 1928.
 - [26] Mancini, Ron: *OP Amps For Everyone.* , Texas Instruments, 2002.
 - [27] Aniroh, Yunafiatul, dkk, “The Electric Wheelchair Control Using Electromyography Sensor Of Arm Muscle”, *proceedings Intenational Conference on Information and Communication Technology and Systems*, pp. 129-134, Surabaya, Oktober 2016.
 - [28] Kreyszig, E., “*Advanced Engineering Mathematics 10th Edition*”, John Wiley & Sons, Singapore : 2010.

LAMPIRAN

A.1. Pengujian Rangkaian *High Pass Filter* 20 Hz

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
1	0	1000	0	0
2	1	1000	55.66	0.05566
3	2	1000	62.49	0.06249
4	3	1000	65.82	0.06582
5	4	1000	70.19	0.07019
6	5	1000	72.88	0.07288
7	6	1000	83.64	0.08364
8	7	1000	95.75	0.09575
9	8	1000	122.78	0.12278
10	9	1000	153.76	0.15376
11	10	1000	191.73	0.19173
12	11	1000	234.95	0.23495
13	12	1000	293.46	0.29346
14	13	1000	353.73	0.35373
15	14	1000	421.04	0.42104
16	15	1000	492.86	0.49286
17	16	1000	560.63	0.56063
18	17	1000	637.85	0.63785
19	18	1000	699.01	0.69901
20	19	1000	769.38	0.76938
21	20	1000	815.62	0.81562
22	21	1000	854.12	0.85412
23	22	1000	896.33	0.89633
24	23	1000	924.05	0.92405
25	24	1000	958.76	0.95876

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
26	25	1000	981.04	0.98104
27	26	1000	991.97	0.99197
28	27	1000	1000	1
29	28	1000	1009	1.009
30	29	1000	1015	1.015
31	30	1000	1017	1.017
32	32	1000	1036	1.036
33	33	1000	1049	1.049
34	34	1000	1050	1.05
35	35	1000	1049	1.049
36	36	1000	1049	1.049
37	37	1000	1049	1.049
38	38	1000	1049	1.049
39	39	1000	1049	1.049
40	40	1000	1049	1.049
41	50	1000	1049	1.049
42	60	1000	1049	1.049
43	70	1000	1049	1.049
44	80	1000	1049	1.049
45	90	1000	1049	1.049
46	100	1000	1049	1.049
47	120	1000	1049	1.049
48	140	1000	1049	1.049
49	160	1000	1049	1.049
50	180	1000	1049	1.049
51	200	1000	1049	1.049
52	250	1000	1049	1.049
53	300	1000	1049	1.049

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
54	350	1000	1049	1.049
55	400	1000	1049	1.049
56	450	1000	1049	1.049
57	500	1000	1049	1.049

A.2. Pengujian Rangkaian *Notch Filter* 20 Hz

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
1	30	1000	1000	1
2	31	1000	1000	1
3	32	1000	1000	1
4	33	1000	1000	1
5	34	1000	1000	1
6	35	1000	1000	1
7	36	1000	1000	1
8	37	1000	1000	1
9	38	1000	1000	1
10	39	1000	1000	1
11	40	1000	924	0.924
12	41	1000	952	0.952
13	42	1000	912	0.912
14	43	1000	872	0.872
15	44	1000	848	0.848
16	45	1000	728	0.728
17	46	1000	624	0.624
18	47	1000	488	0.488
19	48	1000	328	0.328
20	49	1000	128	0.128
21	49.5	1000	58	0.058

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
22	50	1000	104	0.104
23	51	1000	256	0.256
24	52	1000	456	0.456
25	53	1000	608	0.608
26	54	1000	704	0.704
27	55	1000	824	0.824
28	56	1000	888	0.888
29	57	1000	944	0.944
30	58	1000	976	0.976
31	59	1000	992	0.992
32	60	1000	1000	1
33	61	1000	1000	1
34	62	1000	1000	1
35	63	1000	1000	1
36	64	1000	1000	1
37	65	1000	1000	1
38	66	1000	1000	1
39	67	1000	1000	1
40	68	1000	1000	1
41	69	1000	1000	1
42	70	1000	1000	1

A.3. Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* 20 Hz

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
1	0	1000	1000	1
2	10	1000	1000	1
3	180	1000	1000	1
4	200	1000	1000	1

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
5	210	1000	1000	1
6	215	1000	1000	1
7	220	1000	1000	1
8	225	1000	999.62	0.99962
9	235	1000	999.27	0.99927
10	245	1000	997.15	0.99715
11	255	1000	995.73	0.99573
12	265	1000	993.51	0.99351
13	275	1000	991.79	0.99179
14	285	1000	988.5	0.9885
15	295	1000	984	0.984
16	305	1000	980.61	0.98061
17	315	1000	975.53	0.97553
18	325	1000	968.11	0.96811
19	345	1000	952.29	0.95229
20	395	1000	896.34	0.89634
21	405	1000	881.49	0.88149
22	425	1000	848.13	0.84813
23	435	1000	828.28	0.82828
24	445	1000	808.09	0.80809
25	475	1000	746.36	0.74636
26	485	1000	723	0.723
27	500	1000	702.66	0.70266
28	525	1000	656.85	0.65685
29	535	1000	634.72	0.63472
30	545	1000	612.21	0.61221
31	555	1000	590.22	0.59022
32	585	1000	507.25	0.50725

No	Frekuensi (Hz)	Vin (mV)	Vout (mV)	Gain Vout
33	595	1000	485.19	0.48519
34	600	1000	479.02	0.47902
35	650	1000	392.46	0.39246
36	675	1000	356.7	0.3567
37	725	1000	293.7	0.2937
38	750	1000	266.46	0.26646
39	775	1000	243.06	0.24306
40	800	1000	222.4	0.2224
41	900	1000	159.2	0.1592
42	1000	1000	117	0.117
43	2000	1000	18.12	0.01812
44	3000	1000	8.3	0.0083
45	4000	1000	5.76	0.00576
46	5000	1000	5.25	0.00525

A.4. Data Gerakan Otot pada Osiloskop

No	Waktu	Data
1	0	7
2	1,25	6
3	2,5	6
4	3,75	6
5	5	6
6	6,25	7
7	7,5	6
8	8,75	7
9	10	8
10	11,25	7
11	12,5	8
12	13,75	8
13	15	7
14	16,25	7
15	17,5	7
16	18,75	7
17	20	8
18	21,25	7
19	22,5	7
20	23,75	8
21	25	8
22	26,25	8
23	27,5	8
24	28,75	7
25	30	6
26	31,25	7
27	32,5	7

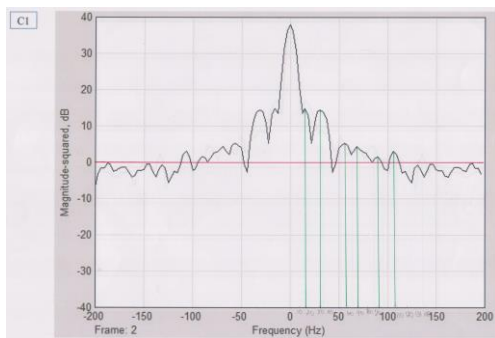
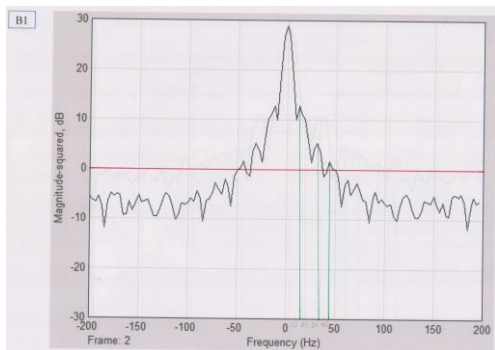
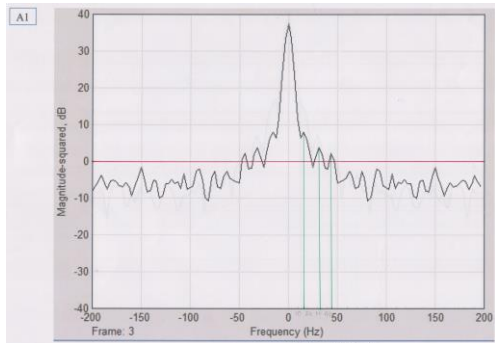
No	Waktu	Data
28	33,75	7
29	35	7
30	36,25	7
31	37,5	7
32	38,75	7
33	40	6
34	41,25	7
35	42,5	7
36	43,75	7
37	45	7
38	46,25	7
39	47,5	8
40	48,75	7
41	50	8
42	51,25	7
43	52,5	7
44	53,75	8
45	55	8
46	56,25	7
47	57,5	8
48	58,75	9
49	60	8
50	61,25	9
51	62,5	8
52	63,75	8
53	65	8
54	66,25	8

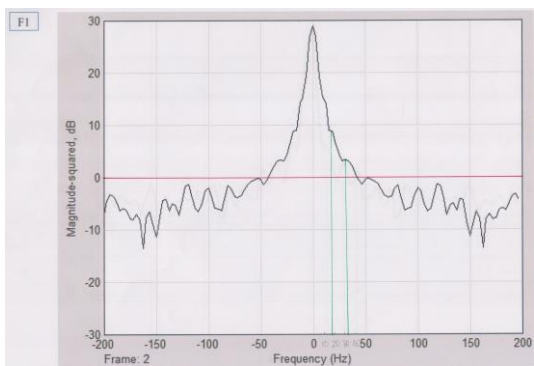
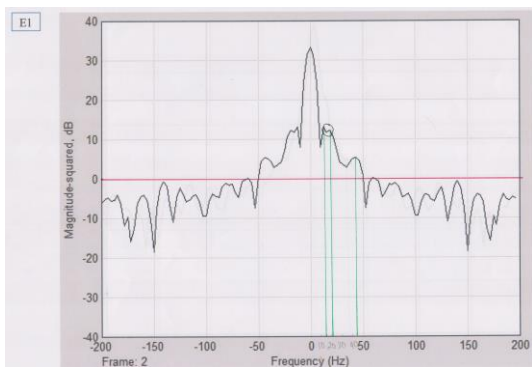
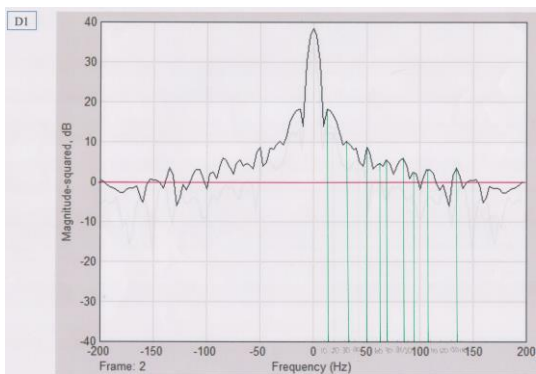
No	Waktu	Data
28	33,75	7
29	35	7
30	36,25	7
31	37,5	7
32	38,75	7
33	40	6
34	41,25	7
35	42,5	7
36	43,75	7
37	45	7
38	46,25	7
39	47,5	8
40	48,75	7
41	50	8
42	51,25	7
43	52,5	7
44	53,75	8
45	55	8
46	56,25	7
47	57,5	8
48	58,75	9
49	60	8
50	61,25	9
51	62,5	8
52	63,75	8
53	65	8
54	66,25	8
.	.	.

No	Waktu	Data
.	.	.
3973	4965	6
3974	4966,25	6
3975	4967,5	6
3976	4968,75	6
3977	4970	7
3978	4971,25	6
3979	4972,5	7
3980	4973,75	6
3981	4975	6
3982	4976,25	6
3983	4977,5	6
3984	4978,75	6
3985	4980	6
3986	4981,25	7
3987	4982,5	6
3988	4983,75	6
3989	4985	6
3990	4986,25	6
3991	4987,5	6
3992	4988,75	6
3993	4990	6
3994	4991,25	7
3995	4992,5	6
3996	4993,75	6
3997	4995	6
3998	4996,25	5
4000	4998,75	7

A.5. Spektrum Otot Laki-laki Menggunakan Kabel Koaksial

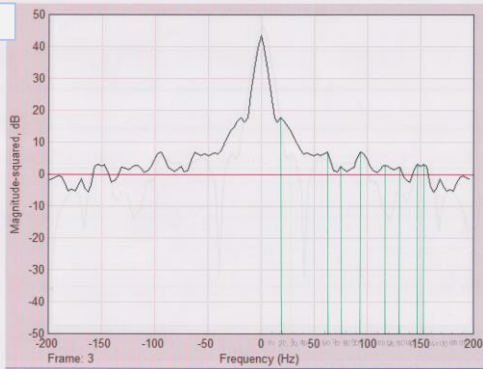
Alat 1



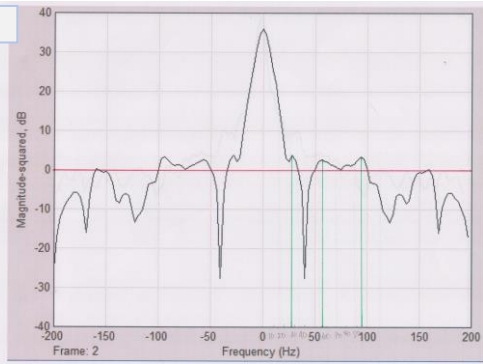


Alat 2

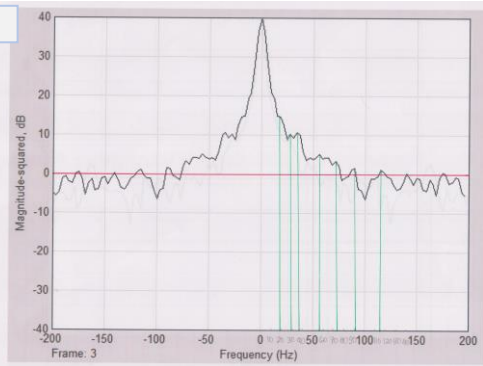
A2

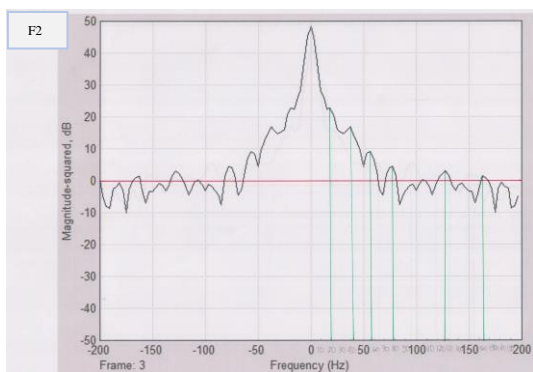
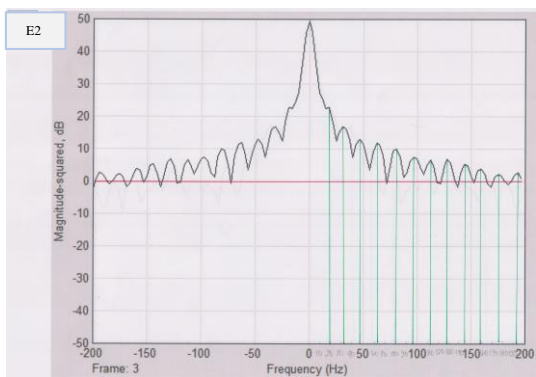
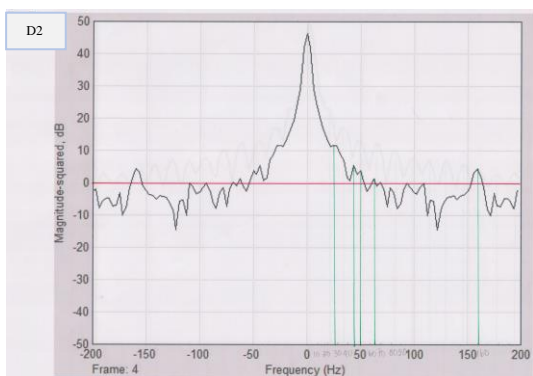


B2

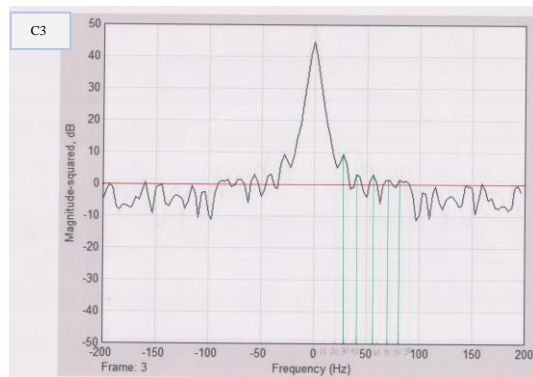
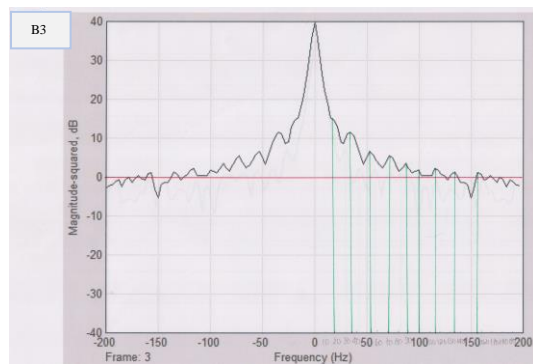
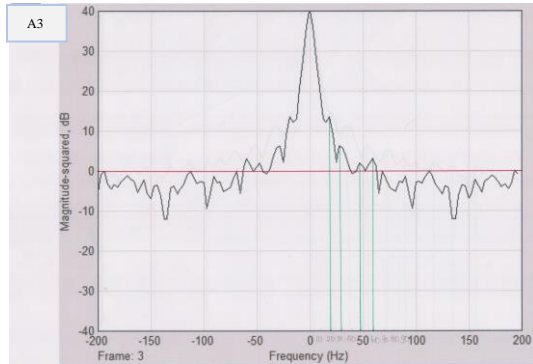


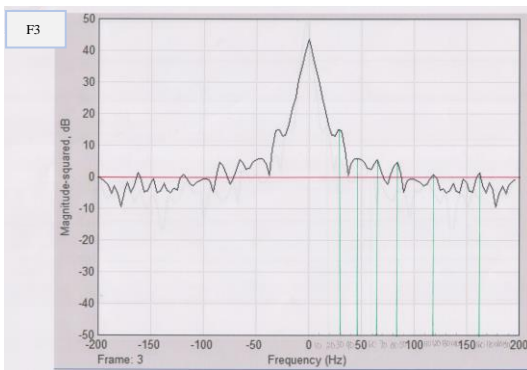
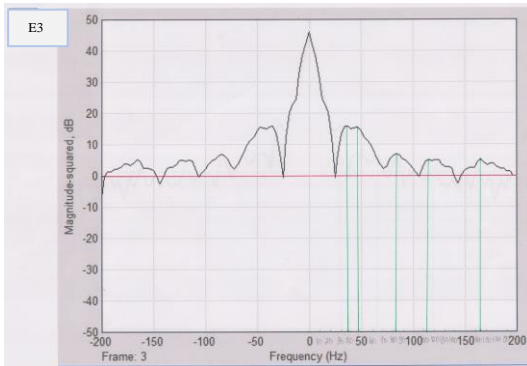
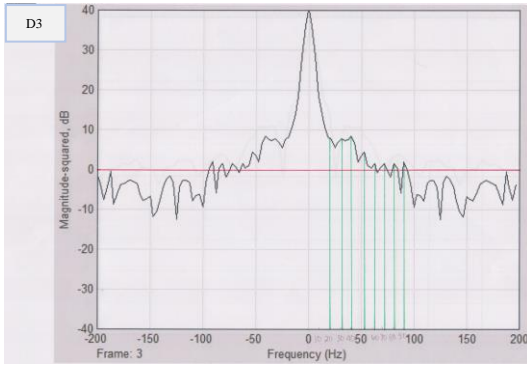
C2



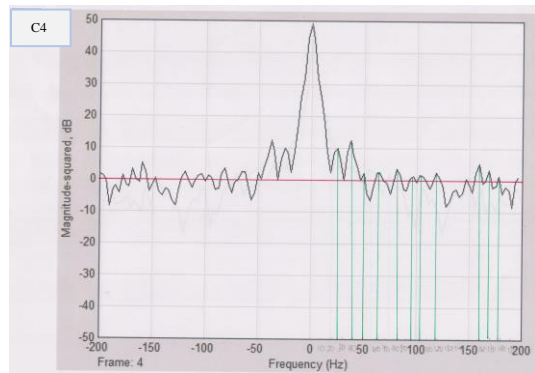
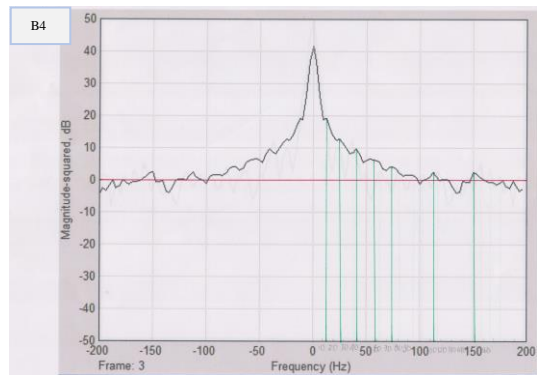
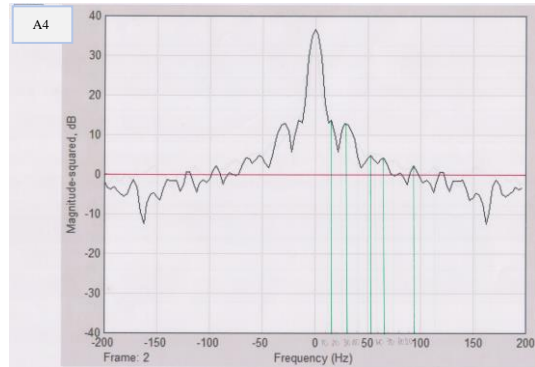


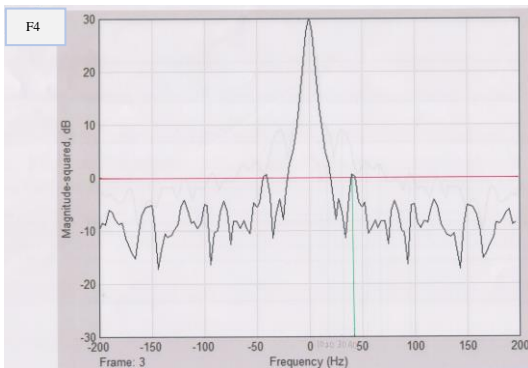
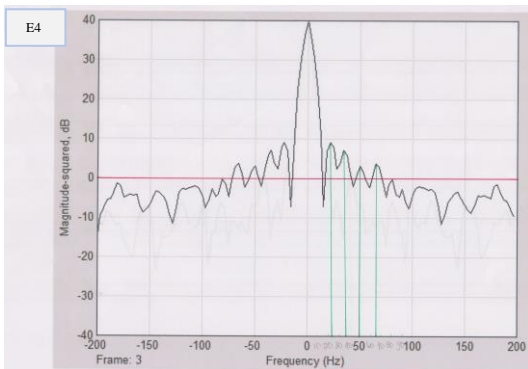
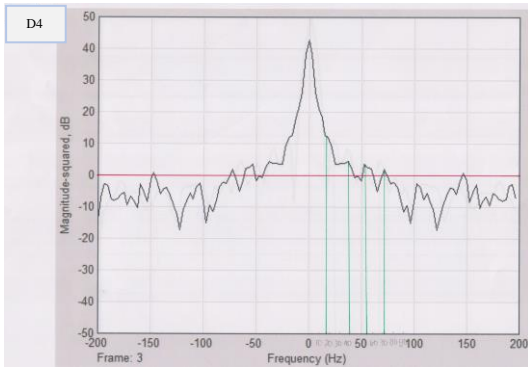
Alat 3





Alat 4





A.6. Program Menampilkan Spektrum Sinyal EMG pada MATLAB

```
load r2
plot(ALL0038(:,2))
pause()
adat=2700;% awal data yang diambil
jdat=600;% jumlah data yang diambil
for i=1:jdat
    data01(i,:)=ALL0038(adat+i,:);
end
plot(data01(:,2))
pause()
a=4
for i=1:jdat/a
    data02(i,:)=data01(a*(i-1)+1,:);
end
plot(data02(:,2))
pause()
plot(data02(:,1))
pause()

data03=data02;
data03(:,1)=data02(:,1)-data02(1,1);
plot(data03(:,2))
pause()
plot(data03(:,1))
pause()

sim('otot01')
simout.signals.values=data03(:,2)
sim('otot02')
```

A.7. Program Parameter pada MATLAB

```
f=[ 12 22 42 62 82 ]
m=length(f); % jumlah kpmponen frequensi
ts=0.1; % time sampling
n=15; %jumlah data sampling

q=ones(n,1)
double(q)

for j=1:m
    fj=f(j);
    for i=1:n
        qi(i,1)=cos(2*pi*fj*i*ts);
        qi(i,2)=sin(2*pi*fj*i*ts);
    end
    q=[q qi];
end
q=q(:,2:2*m+1)
p=inv(q'*q)*q'
```

A.8. Program Mengambil Data ADC Menggunakan Arduino

```
#define ch5 A0
#define ch4 A2
#define ch1 A3
int cache[4];

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}

void loop(){
  {
    cache[1] = analogRead(ch1);
    cache[2] = analogRead(ch5);
    cache[3] = analogRead(ch4);
    delay(100);
    Serial.print(cache[1]); Serial.print("\t");
    Serial.print(cache[2]); Serial.print("\t");
    Serial.println(cache[3]);
  }
}
```

A.9. Program Pengambilan Data ADC dengan *Magnitude*

```
#define ch5 A0
#define ch4 A2
#define ch1 A3
int cache[4];
int c[15][4];
int n=15;
int sw=0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}

void loop(){
  cache[1] = analogRead(ch1); //A untuk CH1, bisep
  cache[2] = analogRead(ch5); //B untuk CH5, flexor
  cache[3] = analogRead(ch4); //C untuk CH4, flexor
  delay(5);
  if(cache[1]>=230 || cache[2]>=155 ||cache[3]>=190){
    for (int i=1; i<=n; i++){
      c[i][1] = analogRead(ch1);
      c[i][2] = analogRead(ch5);
      c[i][3] = analogRead(ch4);
      delay(100);
    }
    for (int a=1; a<=n; a++){
      Serial.print(c[a][1]);  Serial.print("\t");
      Serial.print(c[a][2]);  Serial.print("\t");
      Serial.println(c[a][3]);
    }
    Serial.println("\t");
  }
}
```

A.10. Program Komponen *Fourier* pada MATLAB

```
clear all
close all
clc
load parameter
load b2
load b22
load b222
ThA=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
ThB=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
ThC=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
for i=1:10;
    for j=1:15;
        ThA(i)=ThA(i)+p(i,j)*b2(j);
        ThB(i)=ThB(i)+p(i,j)*b22(j);
        ThC(i)=ThC(i)+p(i,j)*b222(j);
    end
end
KFA=[0 0 0 0 0];
KFB=[0 0 0 0 0];
KFC=[0 0 0 0 0];
for i=1:5;
    KFA(i)=sqrt(ThA(2*i-1)^2+ThA(2*i)^2);
    KFB(i)=sqrt(ThB(2*i-1)^2+ThB(2*i)^2);
    KFC(i)=sqrt(ThC(2*i-1)^2+ThC(2*i)^2);
end
sumA=0; sumB=0; sumC=0;
for i=1:5;
    sumA=sumA+KFA(i);
    sumB=sumB+KFB(i);
    sumC=sumC+KFC(i);
end
%normalisasi
for i=1:5;
    KFA(i)=KFA(i)/sumA;
    KFB(i)=KFB(i)/sumB;
    KFC(i)=KFC(i)/sumC;
end
%Rata-rata
```

```
R=[0 0 0 0 0];  
for i=1:5;  
    R(i)=(KFA(i)+KFB(i)+KFC(i))/3;  
End
```


A.11. Listing Program Keseluruhan

```
#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>
#define CE_PIN 8
#define CSN_PIN 7
#define ch1 A0
#define ch3 A1
#define ch5 A2

const uint64_t pipe = 0xF0F0F0F0A1LL; //alamat frekuensi radio yg
terima
RF24 radio(CE_PIN, CSN_PIN); //pin komunikasi yang digunakan

float p[10][15]={ {-20.95831299, -11.20162964, 7.01776123,
15.83248901, 0.366743888, 1.570953369, -7.322967529, 8.2059021,
-18.42236328, 1.608487777, 21.22467041, 18.62121582, -
11.53741455, 2.017211914, 0.865197538},
{ 5.15625, -10.1875, -9.09375, 3.125,
1.105538743, 1.625, -0.1875, -7.96875, -1.875, -
12.23423501, -9.5625, -3.21875, 2.5, -3.4375, -
9.975117935},
{ 5.595703125, 3.087890625, -3.755859375, -2.2578125, -
2.516663059, 4.3203125, 2.217773438, 0.875, 9.849609375, -
4.361451118, -1.58984375, -2.918945313, 3.37890625,
1.958984375, 3.906901091},
{ -2.75, 7.71875, 3.59375, -2.75, -7.734448167,
0.28125, 4.28125, 5.5625, 4.78125, -5.422021333,
4.78125, -9.78125, -5.8125, -0.46875, 16.21590043},
{ -1.266113281, 0.106689453, 2.187988281, -0.15234375, -
0.701637509, -4.153808594, 1.682861328, -0.3515625, 5.123535156,
-0.715775019, 5.841308594, -3.750976563, -3.00390625, -
5.107421875, -1.024623222},
{ -6.78125, 11, 10.4375, -1.71875, -
8.961133597, -2.4375, 2.84375, 2.65625, 5.875,
1.060154681, 7.90625, -7.6875, -21.875, 3.34375,
3.895788819},
```

```

        { 18.59765625, 9.61328125, -7.3125,    -14.56640625, -
0.72620357, 2.62890625, 4.41015625, -7.29296875, 17.06640625,
-2.57740714, -20.6953125, -9.3828125, 6.7265625, 5.65625, -
1.55745644},
        { 1.9375,    -11.5625,    -6.25,    5.1875,    -2.736242864,
0.25,    -4.625,    -4.625,    -7.8125,    -19.98811073, -4,
6.4375,    3.8125,    -0.5,    10.75916075},
        { -1.87109375, -1.90234375, 1.705078125, 1.140625,
3.71838525, -4.26171875, -0.97265625, -1.65625, -13.4296875,
6.3742705, -4.57421875, -2.724609375, 4, -4.5, -
2.033768967},
        { 2.375,    3,    1.28125,    -3.71875,    18.37999682,
0.4375,    -2.3125,    4.3125,    -1.125,    36.59202489, 0.90625,
14.25,    21.46875,    0.90625,    -20.88596643}}};

```

```

float tha[10] = {0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0};
float thb[10] = {0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0};
float thc[10] = {0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0};

```

```

float KFA[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float KFB[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float KFC[5] = {0, 0, 0, 0, 0};

```

```

float KFAn[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float KFBn[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float KFCn[5] = {0, 0, 0, 0, 0};

```

```

int cache[3];

```

```

float da[15];
float db[15];
float dc[15];

```

```

float R1[5];
float R2[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float R3[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float R4[5] = {0, 0, 0, 0, 0};
float R5[5] = {0, 0, 0, 0, 0};

```

```

double Ea[5]= {0, 0, 0, 0, 0};
double Eb[5];
double Ec[5];
double Ed[5];
double Ee[5];

int a[15];
int b[15];
int c[15];
int n=14;
int sw=0;

float Error1;
float Error2;
float Error3;
float Error4;
float Error5;

float Error;

float minimal;

float KFABCTest[5][1] = {0.2286,
                        0.1596,
                        0.0680,
                        0.2228,
                        0.3109};
float KFACtest[5][1] = {0.2103,
                        0.0791,
                        0.1025,
                        0.1998,
                        0.4111};
float KFBCtest[5][1] = {0.2826,
                        0.0934,
                        0.1630,
                        0.2614,
                        0.2624};
float KFCtest[5][1] = {0.2764,
                        0.1139,

```

```

        0.0279,
        0.1737,
        0.4082});
float KFBtest[5][1] = {0.2806,
        0.1065,
        0.0294,
        0.1739,
        0.4098};

float E[5] = {0, 0, 0, 0, 0};

int data[5];

char buff[16];

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    radio.begin();
    radio.openWritingPipe(pipe);
}

void loop() {
    cache[0] = analogRead(ch1);
    cache[1] = analogRead(ch5);
    cache[2] = analogRead(ch3);
    delay(5);
    if(cache[0]>=85 || cache[1]>=70 ||cache[2]>=75){
        sw=1;
    }
    else{
        sw=0;
    }
    Serial.println("\t");
    Serial.println(sw);
    if (sw==1){
        for (int i=0; i<=n; i++){
            a[i] = analogRead(ch1);
            b[i] = analogRead(ch5);
            c[i] = analogRead(ch3);

```

```

        delay(100);
    }
    Serial.println("\t");
    for (int i=0; i<=n; i++){
        da[i]=(a[i]);
        db[i]=(b[i]);
        dc[i]=(c[i]);

        Serial.print(da[i],4);Serial.print("\t");Serial.print(db[i],4);Serial.print("\t"
);Serial.println(dc[i],4);
    }
    theta();
    normalisasi();
    rata();
    persen();
    kontrol();
}
}

void theta(){
// Serial.println("theta");
for (int i=0; i<=9; i++){
    for (int j=0; j<=14; j++){
        tha[i]=tha[i]+p[i][j]*da[j];
        // Serial.print(tha[i],4);Serial.print("\t");
        thb[i]=thb[i]+p[i][j]*db[j];
        // Serial.print(thb[i],4);Serial.print("\t");
        thc[i]=thc[i]+p[i][j]*dc[j];
        // Serial.println(thc[i],4);Serial.print("\t");
    }
}
// Serial.println("kf");
for (int i=0; i<=4; i++){

    KFA[i]=sqrt((tha[(2*i)]*tha[(2*i)])+(tha[(2*i)+1]*tha[(2*i)+1]));
    // Serial.print(KFA[i],4);Serial.print("\t");
    KFB[i]=sqrt((thb[(2*i)]*thb[(2*i)])+(thb[(2*i)+1]*thb[(2*i)+1]));
    // Serial.print(KFB[i],4);Serial.print("\t");
    KFC[i]=sqrt((thc[(2*i)]*thc[(2*i)])+(thc[(2*i)+1]*thc[(2*i)+1]));

```

```

// Serial.println(KFC[i],4);
}
}

void normalisasi(){
    int sumA=0;
    int sumB=0;
    int sumC=0;
    for (int i=0; i<=4; i++){
        sumA=sumA+KFA[i];
        sumB=sumB+KFB[i];
        sumC=sumC+KFC[i];
    }
    // Serial.println("normalisasi");
    for (int i=0; i<=4; i++){
        KFAn[i]=KFA[i]/sumA;
    // Serial.print(KFAn[i],4);Serial.print("\t");
        KFBn[i]=KFB[i]/sumB;
    // Serial.print(KFBn[i],4);Serial.print("\t");
        KFCn[i]=KFC[i]/sumC;
    // Serial.println(KFCn[i],4);
    }
}

void rata(){
//Serial.println("rata");
for (int i=0; i<=4; i++){
    R1[i]=KFAn[i];
    // Serial.print(R1[i],4);Serial.print("\t");
    R2[i]=(KFAn[i]+KFCn[i])/2;
    // Serial.print(R2[i],4);Serial.print("\t");
    R3[i]=(KFBn[i]+KFCn[i])/2;
    // Serial.print(R3[i],4);Serial.print("\t");
    R4[i]=KFCn[i];
    // Serial.print(R4[i],4);Serial.print("\t");
    R5[i]=KFBn[i];
    // Serial.println(R5[i],4);
}
}

```

```

void persen(){
// Serial.println("persen");
  for (int i=0; i<=4; i++){
    Ea[i]=abs((R1[i]-KFABCtest[i][0])/KFABCtest[i][0])*100;
// Serial.println(Ea[i]);
  }
  Error1=(Ea[0]+Ea[1]+Ea[2]+Ea[3]+Ea[4])/5;
  Serial.print("Error1 : ");Serial.println(Error1);

  for (int k=0; k<=4; k++){
    Eb[k]=abs((R2[k]-KFACtest[k][0])/KFACtest[k][0])*100;
// Serial.println(Eb[k]);
  }
  Error2=(Eb[0]+Eb[1]+Eb[2]+Eb[3]+Eb[4])/5;
  Serial.print("Error2 : ");Serial.println(Error2);

  for (int j=0; j<=4; j++){
    Ec[j]=abs((R3[j]-KFBCtest[j][0])/KFBCtest[j][0])*100;
// Serial.println(Ec[j]);
  }
  Error3=(Ec[0]+Ec[1]+Ec[2]+Ec[3]+Ec[4])/5;
  Serial.print("Error3 : ");Serial.println(Error3);

  for (int n=0; n<=4; n++){
    Ed[n]=abs((R4[n]-KFCtest[n][0])/KFCtest[n][0])*100;
// Serial.println(Ed[n]);
  }
  Error4=(Ed[0]+Ed[1]+Ed[2]+Ed[3]+Ed[4])/5;
  Serial.print("Error4 : ");Serial.println(Error4);

  for (int i=0; i<=4; i++){
    Ee[i]=abs((R5[i]-KFBtest[i][0])/KFBtest[i][0])*100;
// Serial.println(Ee[i]);
  }
  Error5=(Ee[0]+Ee[1]+Ee[2]+Ee[3]+Ee[4])/5;
  Serial.print("Error5 : ");Serial.println(Error5);
}

```

```

void kontrol(){
Serial.print("kontrol : ");
  if (Error1>Error2 && Error1>Error3 && Error1>Error4 &&
Error1>Error5 && 30<Error1<32){ //kanan
    Serial.println("kanan");
    data[1]=3;}
  else{
    if(Error2<Error1 && Error2<Error3 && Error2<Error4 &&
Error2<25){ //maju
      Serial.println("maju");
      data[1]=1; }
    else{
      if(Error3>Error1 && Error3>Error2 && Error3>Error4 &&
Error3>Error5 && 33<Error3<35){ //berhenti
        Serial.println("berhenti");
        data[1]=5; }
      else{
        if(Error4<Error5 && Error4<Error1 && Error4<Error2 &&
Error4<Error3 && Error4<20){ //kiri
          Serial.println("kiri");
          data[1]=4; }
        else{
          if(Error5<Error1 && Error5<Error2 && Error5<Error3 &&
Error5<Error4 && Error5<12){ //mundur
            Serial.println("mundur");
            data[1]=2; }
          }
        }
      }
    }
  }
  Serial.println(data[1]);
  radio.write( data, sizeof(data));
  for (int i=0; i<=14; i++){
a[i]=0;
b[i]=0;
c[i]=0;
}
}
}

```


A.12. Data ADC Gerakan Otot

Tabel 1. Data ADC Maju

CH1	CH2	CH3
62	32	74
60	32	174
56	31	92
57	32	51
58	35	34
55	34	11
59	30	0
56	32	0
60	31	0
56	31	0
58	28	0
60	30	0
59	29	0
58	30	0
56	28	0

Tabel 1. Data ADC Kiri

CH1	CH2	CH3
83	22	0
162	23	0
295	26	0
375	30	339
591	28	433
378	31	318
166	30	178
93	29	108
116	29	50

Tabel 2. Data ADC Mundur

CH1	CH2	CH3
59	70	0
64	130	4
76	139	212
69	146	183
61	122	97
63	106	63
57	90	31
58	70	14
57	49	0
58	41	0
56	34	0
57	29	0
60	26	0
59	25	0
57	25	0

Tabel 2. Data ADC Kanan

CH1	CH2	CH3
57	70	0
57	146	0
61	314	0
62	276	0
60	162	0
56	111	0
66	84	0
60	71	0
58	61	0

CH1	CH2	CH3
112	27	51
108	26	62
91	25	53
72	26	11
62	75	0
62	63	0

CH1	CH2	CH3
60	58	0
58	49	0
56	47	0
59	42	0
58	37	0
57	40	0

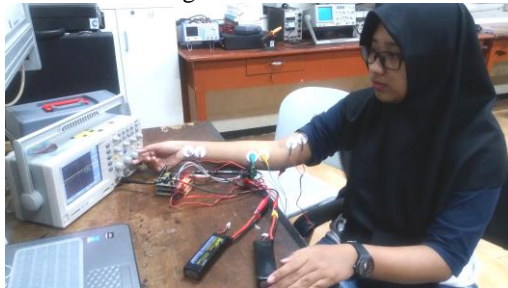
Tabel 1. Data ADC Berhenti

CH1	CH2	CH3
83	25	0
128	31	0
159	66	0
199	100	0
277	153	0
298	320	0
424	501	0
498	566	306
413	406	346
208	251	165
182	156	84
181	223	22
170	164	1
178	156	0
154	117	0

A.13.Dokumentasi



Gambar 1. Pengambilan Data Otot Laki-laki



Gambar 2. Pengambilan Data Otot Perempuan



Gambar 3. Mekanik Kursi Roda

A.14. Datasheet

AD620

SPECIFICATIONS

Typical @ 25°C, $V_s = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	$G = 1 + (49.4 \text{ k}\Omega/R_L)$										
Gain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10$ V										
$G = 1$			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
$G = 10$			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
$G = 100$			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
$G = 1000$			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	$V_{OUT} = -10$ V to $+10$ V										
$G = 1-1000$	$R_L = 10$ k Ω	10	40		10	40		10	40		ppm
$G = 1-100$	$R_L = 2$ k Ω	10	95		10	95		10	95		ppm
Gain vs. Temperature	$G = 1$		10			10			10		ppm/°C
	Gain $> 1^2$		-50			-30			-50		ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = $V_{OS} + V_{OS}/G$)										
Input Offset, V_{OS}	$V_i = \pm 5$ V to ± 15 V	30	125		15	50		30	125		μ V
Overttemperature	$V_i = \pm 5$ V to ± 15 V		185			85			225		μ V
Average TC	$V_i = \pm 5$ V to ± 15 V	0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0		μ V/°C
Output Offset, V_{OO}	$V_i = \pm 15$ V	400	1000		200	500		400	1000		μ V
Overttemperature	$V_i = \pm 5$ V		1500			750			1500		μ V
Average TC	$V_i = \pm 5$ V to ± 15 V		2000			1000			2000		μ V
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_i = \pm 5$ V to ± 15 V	5.0	15		2.5	7.0		5.0	15		μ V/°C
$G = 1$	$V_i = \pm 2.3$ V to ± 18 V	80	100		80	100		80	100		dB
$G = 10$		95	120		100	120		95	120		dB
$G = 100$		110	140		120	140		110	140		dB
$G = 1000$		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overttemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overttemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		G Ω , pF
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		G Ω , pF
Input Voltage Range ³	$V_i = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.2$	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.2$	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.2$	V
Overttemperature	$V_i = \pm 5$ V	$-V_i + 2.1$		$+V_i - 1.3$	$-V_i + 2.1$		$+V_i - 1.3$	$-V_i + 2.1$		$+V_i - 1.3$	V
	$V_i = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.4$	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.4$	$-V_i + 1.9$		$+V_i - 1.4$	V
Overttemperature		$-V_i + 2.1$		$+V_i - 1.4$	$-V_i + 2.1$		$+V_i + 2.1$	$-V_i + 2.3$		$+V_i - 1.4$	V

AD620

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
Common-Mode Rejection											
Ratio DC to 60 Hz with 1 k Ω Source Imbalance G = 1 G = 10 G = 100 G = 1000	$V_{CM} = 0$ V to ± 10 V	73 93 110 110	90 110 130 130		80 100 120 120	90 110 130 130		73 93 110 110	90 110 130 130		dB dB dB dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10$ k Ω $V_{IS} = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_{IS} + 1.1$	$+V_{IS} - 1.2$		$-V_{IS} + 1.1$	$+V_{IS} - 1.2$		$-V_{IS} + 1.1$	$+V_{IS} - 1.2$		V
Overttemperature	$V_{IS} = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_{IS} + 1.4$ $-V_{IS} + 1.2$	$+V_{IS} - 1.3$ $+V_{IS} - 1.4$		$-V_{IS} + 1.4$ $-V_{IS} + 1.2$	$+V_{IS} - 1.3$ $+V_{IS} - 1.4$		$-V_{IS} + 1.6$ $-V_{IS} + 1.2$	$+V_{IS} - 1.3$ $+V_{IS} - 1.4$		V V
Overttemperature Short Circuit Current		$-V_{IS} + 1.6$	$+V_{IS} - 1.5$		$-V_{IS} + 1.6$	$+V_{IS} - 1.5$		$-V_{IS} + 2.3$	$+V_{IS} - 1.5$	± 18	V mA
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal -3 dB Bandwidth G = 1 G = 10 G = 100 G = 1000 Slew Rate Settling Time to 0.01% G = 1-100 G = 1000	10 V Step		1000 800 120 12 1.2			1000 800 120 12 1.2			1000 800 120 12 1.2		kHz kHz kHz kHz V/ μ s μ s μ s
NOISE											
Voltage Noise, 1 kHz Input, Voltage Noise, e_n Output, Voltage Noise, e_{no} RTI, 0.1 Hz to 10 Hz G = 1 G = 10 G = 100-1000 Current Noise 0.1 Hz to 10 Hz	$f = 1$ kHz	$Total\ RTT\ Noise = \sqrt{(e_{n_{rms}}^2) + (e_{no}/G)^2}$ 9 13 72 100 3.0 6.0 0.55 0.8 0.28 0.4 100 100 10 10			9 13 72 100 3.0 6.0 0.55 0.8 0.28 0.4 100 100 10 10			9 13 72 100 3.0 6.0 0.55 0.8 0.28 0.4 100 100 10 10			nV/ \sqrt{Hz} nV/ \sqrt{Hz} μ V p-p μ V p-p μ V p-p fA/ \sqrt{Hz} pA p-p
REFERENCE INPUT											
R_{in} I_{in} Voltage Range Gain to Output	$V_{in}, V_{ref} = 0$	20 50 60 $-V_{IS} + 1.6$ $+V_{IS} - 1.6$ 1 ± 0.0001			20 50 60 $-V_{IS} + 1.6$ $+V_{IS} - 1.6$ 1 ± 0.0001			20 50 60 $-V_{IS} + 1.6$ $+V_{IS} - 1.6$ 1 ± 0.0001			k Ω μ A V
POWER SUPPLY											
Operating Range ⁴ Quiescent Current Overttemperature	$V_{IS} = \pm 2.3$ V to ± 18 V	± 2.3 0.9 1.3 1.1 1.6	± 18 1.3		± 2.3 0.9 1.3 1.1 1.6	± 18 1.3		± 2.3 0.9 1.3 1.1 1.6	± 18 1.3		V mA mA
TEMPERATURE RANGE											
For Specified Performance		-40 to $+85$			-40 to $+85$			-55 to $+125$			$^{\circ}$ C

¹ See Analog Devices military data sheet for 8838 tested specifications.

² Does not include effects of external resistor R_{in} .

³ One input grounded. $G = 1$.

⁴ This is defined as the same supply range that is used to specify PSR.

AD620

THEORY OF OPERATION

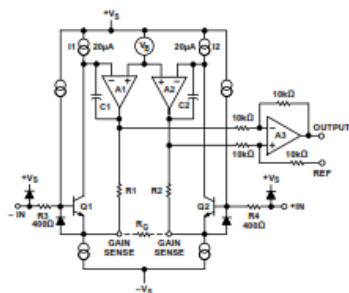


Figure 36. Simplified Schematic of AD620

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain accurately (to 0.15% at $G = 100$) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus ensuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 36), yet offer $10\times$ lower input bias current thanks to SuperBeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1 and Q2, thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor R_G . This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by $G = (R1 + R2)/R_G + 1$. The unity-gain subtractor, A3, removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of R_G also determines the transconductance of the preamp stage. As R_G is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1 and C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of $24.7 \text{ k}\Omega$, allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Make vs. Buy: a Typical Bridge Application Error Budget

The AD620 offers improved performance over "homebrew" three op amp IA designs, along with smaller size, fewer components, and $10\times$ lower supply current. In the typical application, shown in Figure 37, a gain of 100 is required to amplify a bridge output of 20 mV full-scale over the industrial temperature range of -40°C to $+85^\circ\text{C}$. Table 4 shows how to calculate the effect various error sources have on circuit accuracy.

RIWAYAT HIDUP PENULIS



Nama : Farida Herning Tyastuti
TTL : Madiun, 3 September 1995
Jenis Kelamin : Perempuan
Agama : Islam
Alamat Rumah : Jl. Tawang Bhakti 37 Madiun
Nomor HP : 085736867755
E-mail : faridaherningt@gmail.com

RIWAYAT PENDIDIKAN

- 2002-2008 : SDN 02 Tawangrejo
- 2008-2011 : SMP Negeri 4 Madiun
- 2011-2014 : SMA Negeri 2 Madiun
- 2014 – sekarang : Bidang Studi Komputer Kontrol, Program D3Teknik Elektro, ITS

PENGALAMAN KERJA

- Kerja Praktek di PT PLN APB Jatim (2016)

PENGALAMAN ORGANISASI

- Staff Kementerian Dalam Negeri BEM ITS (2015-2016)
- Staff Klub Keilmiah ITS (2015-2016)
- Asisten Laboratorium Elektronika Terapan Teknik Elektro Otomasi ITS (2016-2017)
- Wakil Ketua Himpunan Mahasiswa D3 Teknik Elektro ITS (2016-2017)

PENGALAMAN PELATIHAN

- Latihan Keterampilan Manajemen Mahasiswa Pra-Tingkat Dasar BEM FTI- ITS (2014)
- Latihan Keterampilan Manajemen Mahasiswa Tingkat Dasar HIMAD3TEKTRO ITS (2015)
- Latihan Keterampilan Manajemen Mahasiswa Tingkat Menengah ITS (2015)